

**Rechnergestützte Prothesenmodellunter-
suchungen anhand myoelektrisch gesteuerter
Nachführungen bei optischer und akustischer
Rückkoppelung**

von

Peter Christian Hans Lederer

aus

Erlangen

1977



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548423_0013

Aus dem Institut für Physiologie und Biokybernetik
der Friedrich - Alexander - Universität Erlangen - Nürnberg
Direktor : Professor Dr. med. W. D. Keidel

Rechnergestützte Prothesenmodellunter- suchungen anhand myoelektrisch gesteuerter Nachführungen bei optischer und akustischer Rückkoppelung

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
dem Fachbereich Medizin
der Friedrich - Alexander - Universität
Erlangen - Nürnberg

vorgelegt
von
Peter Christian Hans Lederer
aus
Erlangen

Gedruckt mit Erlaubnis des Fachbereichs Medizin
der Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan : Professor Dr.med. E. Rügheimer
Referent : Professor Dr.Ing. M. Spreng
Korreferent : Professor Dr.med. W.D. Keidel
Tag der mündlichen Prüfung : 2.12.1977

Meinen lieben Eltern

Edwin und Margarete Lederer, geb. Galster

in aufrichtiger Dankbarkeit gewidmet

<u>1.</u>	Einleitung	
1.0	Historischer Abriß	1 - 9
1.1	Problemstellung	10 - 14
<u>2.</u>	Methodik	
2.0	Versuchsaufbau zur Untersuchung des myoelek- trisch gekoppelten Systems Mensch-rechnerisi- muliertes Prothesenteil	15 - 20
2.01	Aufbau der akustischen Rückkoppelung	21 - 22
2.02	EMG-Verarbeitung	23 - 28
2.03	Versuchsdurchführung	29 - 30
2.1	Kurzbeschreibung des Programms PROTH1	31 - 38
<u>3.</u>	Vergleichende Untersuchung von optischer und akustischer Rückkoppelung im Mensch-Maschi- ne-System bei Kompensationsregelung	
3.0	Sprungantwortverhalten	39 - 56
3.01	Diskussion des Zeitverhaltens der Sprungant- wort	57 - 60
3.1	Frequenzganguntersuchung	61 - 71
3.11	Diskussion des Frequenzgangverhaltens bei un- terschiedlichen Rückkoppelungsformen	72 - 77

4.	Vergleichende Untersuchung dreier, mittels Programm PROTH2 simulierter Prothesenmodelle	
4.0	Simulationstechnik	
4.01	Modellaufbau und dessen Programmierung	78 - 87
4.02	Simulationsbeispiele	88 - 94
4.1	Test der drei Prothesenmodelle im on-line Versuch mit acht Vps bei Nachführregelung	95 - 98
4.2	Erläuterung und Diskussion des Verhaltens bei unterschiedlichen Regelstrecken	99 - 101
5.	Zusammenfassung	102 - 104
6.	Anhang	
6.0	Focalprogramme zur Berechnung der Modell- sprungantworten mit drei Beispielen	105 - 111
6.1	Assemblerunterprogramm PROTHSR zur on-line Simulation und Versuchsaufzeichnung	112 - 124
6.3	Tabelle I und Tabelle II	125 - 128
7.	Literaturverzeichnis	129 - 146

Lebenslauf

Danksagung

Verwendete Abkürzungen

a_a	:	<u>A</u> mplitude des <u>A</u> usgangssignals
a_e	:	" " <u>E</u> ingangssignals
ADC	:	<u>A</u> nalog- <u>D</u> igital- <u>C</u> onverter
AM	:	<u>A</u> mpli <u>t</u> uden <u>m</u> odulation
AMl	:	<u>A</u> mpli <u>t</u> uden <u>m</u> odulator mit <u>l</u> inearer Kennlinie
AMq	:	" " <u>q</u> uadratischer Kennlinie
AMqd	:	" " " " und <u>d</u> iskontinuierlicher Abweichungsrückmeldung durch den Rechner
	:	Differenz
DAC	:	<u>D</u> igital- <u>A</u> nalog- <u>C</u> onverter
D.E.	:	<u>D</u> igitale <u>E</u> inheit = 1bit
DIAL	:	<u>D</u> isplay- <u>I</u> nteractive- <u>A</u> ssembly- <u>L</u> anguage für den Rechner PDP 12 (Digital Equipment Corporation)
DORA	:	<u>D</u> atenverarbeitung in <u>O</u> rganismen und <u>R</u> echen <u>a</u> utomaten
EMG	:	<u>E</u> lektromyogramm
f	:	<u>F</u> requenz
FG	:	<u>F</u> requenzgenerator
FM	:	<u>F</u> requenz <u>m</u> odulation
FMl	:	} analog zu AM gebildet (vgl. oben)
FMq	:	
FMqd	:	

IC	: <u>I</u> ntegrated <u>C</u> ircuit
I_L^2	: <u>I</u> ntegrated <u>I</u> njection <u>L</u> ogic (um den Faktor 10 kleiner als IC)
N	: <u>N</u> ewton (Krafteinheit)
RB, RK	: <u>R</u> eduzier <u>b</u> etrag (= <u>R</u> ückstell <u>k</u> raft im Programm PROTH1)
RC	: <u>R</u> esistor- <u>C</u> apacitor
$\bar{\sigma}$	: <u>S</u> tandardabweichung des Mittelwertes
τ	: Zeitkonstante des RC- Gliedes
Vp	: <u>V</u> ersuchsperson
$\emptyset$	: Ziffer 0 im Unterschied zum Buchstaben O
/ /	: Nummer des Literaturverzeichnisses

" corporis hominis gratia conditum est -
corporis actio nec a se nec a corpore proficisci
actionem corporis causam esse animam "

Joannis Fernel 1542 ^x

1. Einleitung

1.0 Historischer Abriß

Seine kritische Einstellung den altehrwürdigen Lehrern der Medizin und ihren spekulativen Erkenntnissen gegenüber machte Jean Fernel (1497-1558) neben Paracelsus (1494-1541), mit dem ihn auch der ungebrochene Glaube an die Untrennbarkeit von Leib und Seele verband, zum Vorreiter einer neuen wissenschaftlichen Epoche in der Medizin, wenn nicht zum Urahn der modernen Naturwissenschaft überhaupt (Sherrington 1974 /137/). Auf ihn geht auch das heutige Verständnis des Begriffes *Physiologie* als der von einer Wissenschaft zurück, die die Natur des Menschen nach allen Seiten hin untersucht und somit aus Fernels ganzheitlicher Sicht konsequenterweise Anatomie und Psychologie noch mit einschloß. Bis zu dieser Zeit verstand man

^x Fernel 1542 /33/; Übersetzung geändert nach Rothschuh /116/ und Sherrington /136/:

" Der menschliche Körper ist um der Seele willen geschaffen.
Die Äußerungen des Körpers entstehen weder aus sich selbst,
noch rühren sie vom Körper her:
Ursache der Bewegung des Körpers ist die Seele "

unter Physiologie das, was sich in der vorsokratischen Philosophie von etwa 600 bis 430 v. Chr. die sogenannten φυσιόλογοι (Empedokles, Leukipp, Demokrit) zum Ziel gesetzt hatten, nämlich eine einheitliche Naturlehre zu schaffen, die sämtliche Erscheinungen der wahrnehmbaren Welt erklären sollte (Capelle /18/).

Aus Fernel's umfassendem Werk, dem am weitest verbreiteten Physiologiebuch der Renaissance (Descartes /24/), bezog auch René Descartes seine gesamten anatomischen und physiologischen Kenntnisse. Doch in bewußtem Gegensatz zu der bis dahin gültigen Auffassung löste er die Einheit von Körper und Geist begrifflich in zwei scheinbar unabhängige Dinge auf, die er als res extensa und res cogitans bezeichnete. So stellte er sich den Organismus als eine Art hydraulischer Maschine vor, die von feinsten Teilchen – den spiritus des J. Fernel – bewegt werden sollte (Rothschuh /116/, Descartes /24/).

Descartes für uns heute oft sehr gezwungen wirkende Denkansätze wurden im Verlauf der folgenden Jahrhunderte mit eine Ausgangsbasis für das Aufblühen der Naturwissenschaften. Ausgehend von der Medizin verhalf diese neue Perspektive in eben demselben Fach neuen Methoden und Erkenntnissen zum Durchbruch, die – wie es Descartes 1647 in seinem Werk " La description du corps human " bereits selbst klar vorausgesehen hatte – " sicherlich sehr viele und gewiß ganz genaue Vorschriften sowohl zur Heilung ... als auch zur Vorbeugung finden können " (Rothschuh /24/).

Es vergingen aber nochmals 100 Jahre bevor Descartes spiritus, die die Muskeln mittels Wärmeenergie aufblasen sollten und vielleicht als die gedanklichen Vorläufer der pneumatisch angetriebenen Prothesen aufgefasst werden könnten (s. Abb. 1a), durch eine Entdeckung von C.G. Kratzenstein in Halle vertrieben wurden, der in seiner "Theoria electricitatis more geometrico explicata" 1746 (/80/; aus Herberts 1969 /46/) erstmals die Reaktion von Muskelgewebe auf einen elektrischen Reiz hin beschrieb und nicht erst 1791, wie allgemein angenommen, L. Galvani (/35/).

Wiederum 100 Jahre später gelang 1850 Hermann von Helmholtz die Messung der Nervenleitgeschwindigkeit und zu Beginn des 20. Jahrhunderts erschloß C.S. Sherrington mit seinen grundlegenden Arbeiten über die Reflexe der Muskelphysiologie eine neue Dimension (Sherrington 1905 /134/, 1906 /135/).

Die nun rasch zunehmende Konvergenz zwischen Biologie und Technik hinsichtlich regelungstheoretischer Fragen ging gleichfalls von einem physiologischen Problem aus, nämlich dem des Servomechanismus der Skelettmuskulatur, der diese optimal an wechselnde Anforderungen anpaßt und diese vor Überlastung bewahrt. Eingeleitet wurde diese Entwicklung mit den Vorstellungen des englischen Physiologen Charles Bell über den proprioceptiven Apparat des Muskels (Bell 1826); außerdem hatte Bell mit F. Magendie die Regel über die Ausgabe efferenter Informationen in den vorderen (Bell 1811) und die Aufnahme sensibler Information über die hinteren Rückenmarkswur-

zeln (Magendie 1822) gefunden. Fast genau ein Jahrhundert später griff der deutsche Physiologe Richard Wagner die Problematik von neuem auf, um sie der Lösung wesentlich näher zu bringen (Wagner 1925, 1927, 1960; /170/, /171/, /173/).

Bald darauf schlug der Ingenieur H. Schmidt vor, einen Ausschuß für Regelungstechnik im VDI ins Leben zu rufen, gemäß seiner Feststellung, daß die "Regelung ... ebenso ein Grundproblem der Technik wie der Physiologie ist" (Schmidt 1941 /119/). Mehr zur Geschichte der Technik in der Medizin findet man in Spreng 1967 /141/. 1947 erschien dann N. Wiener's vielzitiertes Buch "Cybernetics or Control and Communication in the Animal and the Machine" (Wiener 1961 /176/, in dem er den Begriff *Kybernetik* geprägt und den Ansatz zu einem theoretischen Fundament geschaffen hat. Aus der Praxis entstanden dazu die "Probleme und Beispiele biologischer Regelung" von R. Wagner 1954 (Wagner /172/). Im gleichen Jahr fand auch schon die erste interdisziplinäre Tagung zum Thema "Regelungsvorgänge in der Biologie" statt, die Physiologen, Techniker und Biologen von Rang vereinte (Mittelstaedt /94/). Die Entstehung neuer Forschungsbereiche wie der Bionik (Gérardin /39/), Biokybernetik (Ranke /108/, Keidel /65/, /68/, /73/, Biophysik (Beier /10;/ /81/), Biometrie (Cavalli-Sforza /19/, Sachs /117/) und Biomathematik (/8/) kennzeichnen diese neue Tendenz, die neben der Spezialisierung zur vielversprechenden Synthese bisher getrennter Wissenschaftsgebiete geführt hat.

Nutznießer der aufgezeigten Entwicklung werden nun in verstärktem Maße kranke und behinderte Menschen, denen man einen hochwertigen Ersatz für verlorene oder geschwächte Organe zu schaffen versucht (Übersichten in: /1/, Gavrilovic 1970 /37/, Hoke 1976 /50/, /85/, angefangen von der elektronischen Hörhilfe (Spreng 1971 /143/, Spreng und Keidel 1972 /153/) über Gefäß- und Herzklappenprothesen aus Kunststoffen und hochkomplizierte Dialysegeräte bis hin zum Extremitätenersatz.

Ein kurzer historischer Abriß von bedeutenden Erfindungen und Entdeckungen, die für die Gliedmaßenprothetik von Bedeutung sind, sei im folgenden gegeben (Herberts /46/, Quenzer /106/):

- 1504 Eiserne Hand des Götz von Berlichingen, mit der er wieder sein Schwert führen konnte (s. Abb. 1b). Die Finger konnten passiv gebeugt und gestreckt werden; zudem war die Prothese im Handgelenk beweglich. Die Lösung der erzwungenen Greifstellung erfolgte durch Druck mit der gesunden Hand auf den Knopf K, der die Finger mittels G_s wieder in die Ausgangslage zurückschnellen ließ.
- 1747 entdeckt C.G. Kratzenstein die Wirkung elektrischen Stromes auf die Muskulatur /80/.
- 1896 schlägt Vanghetti vor, mechanische Züge direkt an der Stumpfmuskulatur zu befestigen (aus Schlesinger /115/).
- 1900 setzt der Chirurg F. Sauerbruch diese Idee in die Tat um.

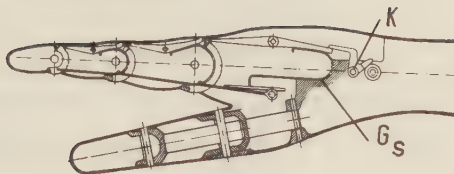
- 1912 beschreibt H. Piper erstmals die Ableitung eines Elektromyogramms vom Menschen (nach Haase /42/).
- 1915 reicht W. Dahlheim ein Patent für eine pneumatisch angetriebene Prothese ein (Quenzer /106/).
- 1945 erkennt W.D. Keidel als erster die Möglichkeit der Steuerung einer Fremdkraftprothese durch das EMG und entwickelt das erste Konzept für eine myoelektrisch gesteuerte Beinprothese; s. Abb. 1c aus Keidel 1945 /65/, wo sich auch die Dimensionierung der Schaltung findet. Diese Idee stammt also nicht erst von N. Wiener 1947 wie in Herberts /46/, oder von A. Nightingale 1965 wie in Scott 1966/122/ zitiert. Dasselbe gilt für die ersten Ansätze einer Konstruktion 1948 durch R. Reiter wie in Scott 1973 /126/, oder 1952 durch N. Berger und R. Ruppert wie in Herberts /46/ und in Scott 1968 /125/ angegeben.
- 1955 konstruieren C.K. Battye, A. Nightingale und J. Willis die erste EMG-gesteuerte Hakenhandprothese.

An den Bau komplexer, mit Rückkoppelungseinrichtungen versehener künstlicher Gliedmaßen konnte jedoch erst ernsthaft gedacht werden, als

- 1956 H. Brattain, J. Bardeen und W.B. Shockley mit der Entwicklung des Transistors die Miniaturisierung der dazu notwendigen elektronischen Bauteile einleiteten, die mittlerweile über



Abb.1a : Zu Descartes Vorstellungen von der Funktionsweise der Motorik (aus /24/).



Götz v. Berlichingen

Abb.1b : Konstruktionszeichnung der "Eisernen Hand" des G.v. Berlichingen von 1504 (aus /118/).

keidel amplifies bioelectricity from the hand by the nerve-action-current.

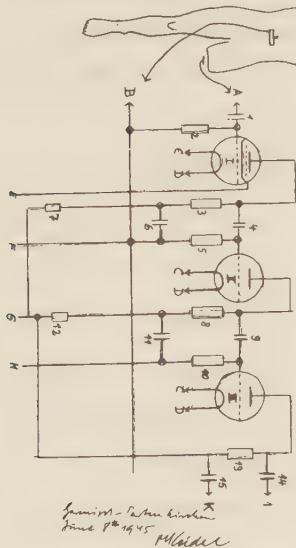


Abb.1c : Faksimile des ersten Schaltplans für eine EMG-gesteuerte Prothese von W.D. Keidel 1945 (aus /65/).

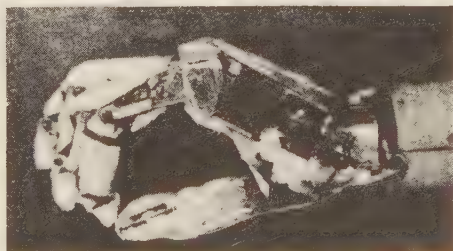


Abb.1d : Konstruktion und Anwendung einer myoelektrisch gesteuerten Prothese von I. Kato (aus /63/).

ICs und I²L bis zum single-chip-microprocessor gediehen ist (Elektronik 1977 /28/).

1959 erfolgte dann durch A.Y. Kobrinsky in Moskau die erste routinemäßige Anwendung einer EMG-gesteuerten Handprothese, mit der über 1000 Patienten erfolgreich versorgt wurden (nach Scott 1966 /122/).

Seither stellten verschiedene Arbeitsgruppen wesentlich verbesserte Modelle vor, von denen hier nur einige wenige willkürlich herausgegriffen seien:

In Deutschland :	Engelhardt, A.	1971 /29/
	Nietert, M. u. R. Maas	1973 /96/
	Quenzer, M.	1976 /106/
		" Otto Bock Hand "
In England :	Bottomley, A.H.	1966 /15/
	Codd, R.D. et al.	1973 /23/
In Japan :	Kato, I.	1970 /63/
		" Waseda Hand 4P "
In Jugoslawien :	Jaksic, D.	1970 /55/
	Tomovic, R.	1970 /164/
		" Belgrader Hand "
In Kanada :	Scott, R.N. et al.	1966 /122/
		- 1976 /129/
In Österreich :	Henninger, H.	1969/70 /45/

In der UdSSR :	Kobrinisky, A.Y.	1961 /77/	
In den U.S.A. :	Vodovnik, L.	1967 /167/	
	Zebo, T.J. et al.	1968 /178/	
	Lawrence, P.D.	1972 /82/	" Rancho Arm "
	Mann, R.W. und	/88/	
	Reimers, S.D.	1970 /89/	" Boston Arm "

Weitere Gruppen werden in Antonelli 1967 /3/ aufgeführt.

Die ersten klinischen Erfahrungen (Henninger /45/, Kato /63/, Roesler 1967 /112/, Scott et al. 1973, 1974, 1976 /126/ - /129/ zeigten teilweise sehr zufriedenstellende Ergebnisse, wie die Patientin von Kato beweist, die vom Baseball bis zum Blatt Papier und Zeichenstift fast alles mit der künstlichen Hand greifen und mit dieser - ohne lange Übung - wieder geschickt hantieren konnte (s.Abb.1d).

" Es kommt nicht auf die physiologische Leistung an, sondern nur auf die technische Brauchbarkeit "

G. Schlesinger 1917 ^x

1.1 Problemstellung

Trotz der sehr fortgeschrittenen Arbeiten auf dem Gebiet der Fremdkraftprothesen harren noch einige wesentliche Punkte einer weiteren Verbesserung; denn solange die Anpassung einer myoelektrisch gesteuerten Prothese noch die Ausnahme darstellt, kann wohl noch nicht von einer ausgereiften Lösung gesprochen werden. Folgende Zahlen mögen zur Verdeutlichung der Lage dienen (Childress 1973 /20/).

1972 schätzte man die Anzahl der an der oberen Extremität amputierten Menschen in den U.S.A. auf ca. 25 000, von welchen nur etwa 200 - d.h. weniger als 1% - eine EMG-gesteuerte Prothese tragen.

Die anstehenden Probleme lassen sich grob in zwei Gruppen unterteilen:

- 1) die technische Seite der Prothese (Mechanik; Elektronik; Elektroden (Rau 1973 /109/); Signalverarbeitung und Rückkoppelungstechnik).

^x Schlesinger 1917 /118/

2) die physiologischen und psychologischen Aspekte auf Seiten des Patienten (Schnittstellen des Mensch-Maschine-Systems; EMG-Ableitorte und Rückmeldungsart; Training, eigene Einstellung und Verhalten der Umwelt zum Organverlust und dem Ersatzteil).

ad 1) : Neben Fragen der Dimensionierung und des mechanischen Aufbaus (/5/, /63/, Kraiss 1970 /79/, Quenzer 1976 /106/, Roesler et al. 1967 /115/, Schlesinger 1917 /118/) interessieren vor allem Anordnungen, die dem Patienten die notwendige Information über den Belastungs- und Funktionszustand seines künstlichen Organs verfügbar machen. Als wichtige, zu messende Parameter wären hier z.B. Drucke, Gelenkstellungen und Temperatur zu nennen. Die folgenden Literaturangaben beziehen sich speziell auf Arbeiten über dieses Gebiet:

/4/, /9/, /13/, /17/, /20/, /21/, /22/, /26/, /31/, /32/, /38/, /46/, /49/, /51/, /53/, /59/, /63/, /66/, /67/, /76/, /87/, /88/, /89/, /101/, /103/, /122/, /126/ - /130/, /132/, /134/, /138/, /139/, /144/, /145/, /154/, /155/, /156/, /158/, /160/, /161/, /169/.

Speziell mit akustischer Rückkoppelung haben sich befaßt: Mirchandani 1972 /93/, Tamura 1972 /161/ und Vinje 1972 /166/.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wird dazu in Kapitel 3 die Güte optischer und akustischer Rückmeldung (frequenz- bzw. amplitudenmoduliert) bei Kompensations- und Nachführregelung bei gesunden Vps im Mensch-Prothese-System vergleichend bei rechner-simulier-

tem Prothesenteil untersucht.

Als Überleitung und Verbindung zu Punkt 2) seien vier umfassende Werke angeführt, die sich mit der menschlichen Sensomotorik sowohl aus der Sicht der Physiologie wie der Systemtheorie auseinandersetzen: Haase (Hrsg.) 1976 /42/, Shahani (Hrsg.) 1976 /131/, Stelmach (Hrsg.) 1976 /157/ und Oppelt/Vossius (Hrsg.) 1970 /100/. Dort findet sich in den jeweiligen Artikeln reichlich weiterführende Literatur. Einzelarbeiten sind: Evarts 1974 /32/, Schmidt 1976 /120/, Schweizer 1970 /121/, Spreng 1969 /142/, Vukobratovic 1973 /169/, Woodworth 1899 /177/ und Zipp 1975 /179/. Besondere Erwähnung verdient die Veröffentlichung von Nirenberg et al. 1971 /98/ über die Verwendung des EEGs zur Kontrolle einer Prothese.

ad 2) : Die Entscheidung betreffs der optimalen Form der Rückkopplung und der Bestimmung geeigneter EMG-Ableitstellen läßt sich nur im Experiment fällen. Dieses Thema der EMG-Ableitung und der damit notwendigerweise verbundenen EMG-Verarbeitung wird behandelt in:

/3/, /6/, /7/, /9/, /11/, /13/, /20/, /41/, /43/, /46/, /47/, /48/, /60/, /62/, /65/, /86/, /87/, /91/, /102/, /122/, /123/, /125/, /129/, /138/, /144/, /150/, /152/, /165/, /175/.

Über die Beziehung zwischen EMG und Kraftentwicklung im betreffenden Muskel berichten Bigland 1954 /12/, Bouisset 1973 /16/ und Milner-Brown 1975 /92/.

Von Seiten der Patienten ist für die Anpassung einer derartigen Prothese ausreichende Bereitschaft zur Mitarbeit und zu intensivem

Training (Pruschak 1970 /105/) erforderlich, was nicht als selbstverständlich vorausgesetzt werden darf, wie psychologische Analysen von Behinderten beweisen (Jansen 1975, 1976 /56/, /57/). Die hier liegenden Schwierigkeiten seien nur kurz anhand einiger Schlagworte aus einer Verhaltensstudie über 132 körperbehinderte Jugendliche beleuchtet (Jansen 1976):

30% sind verkrampft und gehemmt

35% zeigen verlangsamtes Arbeitstempo

40% sind kompliziert

50% depressiv-resignierend und bei

65% finden sich Anzeichen für Regressionen.

Dies ist sicherlich mit eine Erklärung für die bisher noch geringe klinische Anwendung eines so kompliziert anmutenden Apparats, wie es eine myoelektrisch betriebene Prothese im Vergleich zur herkömmlichen Eigenkraftprothese aufgrund ihrer erweiterten Möglichkeiten sein muß (s.auch Radonjić 1970 /107/).

Aus dieser Sicht soll die in dieser Arbeit vorgestellte Versuchsanordnung des myoelektrisch gekoppelten Mensch-Maschine-Systems mit den entsprechenden Programmen eine neuartige Trainingsmöglichkeit anbieten, die dem Behinderten durch die on-line Auswertung der ihm gestellten Aufgabe eine sofortige, exakte Erfolgskontrolle verschafft, ohne daß der Patient sofort mit der komplexen Prothese konfrontiert wird. Auf diese Weise könnte er selektiv einzelne Muskeln oder Muskelsegmente des Stumpfes ansprechen lernen, um sie

dann in einem zweiten Schritt in der Arbeit mit dem Gliedmaßenersatz schneller koordinieren zu können. Die detaillierte Beschreibung der Versuchsanordnung und der verwendeten Programme findet sich in Lederer 1974 /84/, Spreng und Lederer 1971, 1972, 1977, /151/, /152/, /154/, Steeger 1972 /156/.

In Kapitel 4 wird ein Prothesenmodell mittels digitaler Simulation einer Weg-Widerstandscharakteristik mit den drei variablen Parametern Feder- und Dämpfungskonstante und Masse entworfen und im myoelektrisch gekoppelten System getestet (Spreng 1976 /149/). Für drei Modelle unterschiedlicher Dämpfung wird das Verhalten von 10 gesunden Vps bei einer Folgeregelungsaufgabe hinsichtlich der Fehlergröße und des Frequenzganges experimentell untersucht.

2. Methodik

2.0 Versuchsaufbau zur Teiluntersuchung des myoelektrisch gekoppelten Systems Mensch-Prothese bei optischer Rückführung

Zur vergleichenden Untersuchung von akustischer und optischer Rückkoppelung im Mensch-Prothese-System wird eine einkanlig myoelektrisch beeinflussbare Regelstrecke mit einem Freiheitsgrad aufgebaut. Ein Schema der gesamten Anordnung ist in Abb.2 wiedergegeben.

Über das Elektrodenpaar und die abgeschirmte Zuleitung wird die elektrische Aktivität, die von der Vp durch willkürliche Kontraktionen im betreffenden Muskel erzeugt wird, in einen Differenzverstärker (Fa. SGS-Fairchild μA 709; 200-fach) geführt. Zwei fünfstufig verstellbare (10-50-fach und 100-500-fach), in Reihe geschaltete Nachverstärker erlauben die Anpassung des Verstärkungsgrades an die Schwankungen des Elektromyogramms (EMG) der einzelnen Versuchspersonen. Das anschließend gleichgerichtete und gefilterte EMG liegt dann an einem der acht Analog-Digital-Konverter (ADC) des Rechners PDP 12. An einem weiteren ADC ist der Ausgang eines Funktionsgenerators (FG) angeschlossen (Fa. EXACT Type R 605), von dem die Vorgabesignale für die Messung des Frequenzganges abgegriffen werden.

Durch das vom Versuchsleiter vom Magnetband zu ladende Programm PROTH1 wird nach einem einführenden Dialog mit dem Rechner über den Fernschreiber das Programm veranlaßt, eine einfache Regelstrecke auf dem Rechnerbildschirm (15cm x 20cm) in Form zweier

so daß sie bei gleichem Abszissenwert wie SL diese um 0,5cm überdeckt. Dies soll es der Vp erleichtern, die dann gegebene (bzw. anzustrebende) Soll-Ist-Abweichung von Null einzuhalten (bzw. zu erreichen).

Die Auslenkung des Ist-Wertes (= ML) kommt dabei folgendermaßen zustande: Durch das Unterprogramm MSCCLINT2 werden die an den ADCs liegenden Spannungswerte ($-1V$ bis $+1V$) in Dualzahlen umgewandelt (-512_{10} bis $+512_{10}$) und in den Akkumulator des Rechenwerkes abgerufen. Hier werden die dem EMG und der sinusförmigen Spannung des FG entsprechenden Größen nun unterschiedlich weiterverarbeitet. Die FG-Spannung wird mittels eines sog. Displaybefehles direkt als Abszisse der Linie ML abgebildet. Das bedeutet, daß sich ML - vorausgesetzt die EMG-Aktivität ist gleich Null - je nach

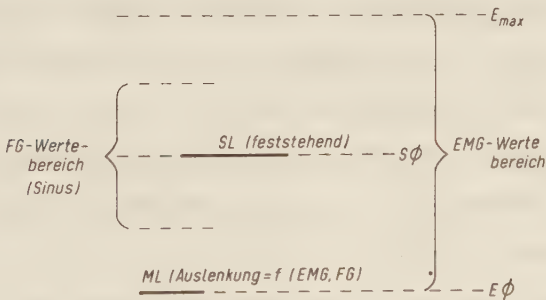


Abb. 3 : Skizze der Regelstreckendarstellung auf dem Rechnerbildschirm. SL= Sollwert in Bildschirmmitte S_0 . ML= Istwert als Summe aus dem EMG- und Vorgabesignal des Funktionsgenerators. E_0 Ausgangslage des EMG-Signals. Die konstante Rückstellkraft wirkt in Richtung von E_{max} nach E_0 .

Einstellung des externen Funktionsgenerators z.B. sinusförmig um die Bildschirmmitte $S\emptyset$ (s.Abb.3) auf und ab bewegt. Für die in Kapitel 3 beschriebenen Versuche wurde ein Frequenzbereich von $\emptyset$ Hz bis 1Hz bei einer Amplitude auf dem Sichtschirm von 3,5cm gewählt.

Demgegenüber werden die EMG-Werte fortlaufend aufsummiert und zusätzlich bei jedem Abtastschritt ein konstanter Betrag subtrahiert, der somit eine wegunabhängige Rückstellkraft simuliert und als reibungsfreies, masseloses Prothesenteil interpretiert werden kann. Dieses erscheint der Vp als Widerstand, der sich einer Auslenkung von ML von $E\emptyset$ in Richtung $S\emptyset$ durch die Muskelkontraktion entgegenstellt, sofern man von der Beeinflussung von ML durch den Funktionsgenerator absieht. Beendet die Vp ihre Kontraktion, so fällt die Linie ML mit der durch die rücktreibende Kraft vorgegebenen konstanten Geschwindigkeit auf ihren Ausgangspunkt $E\emptyset$ zurück (s.Abb.3). Die Rückstellkraft war so bemessen, daß bis zur Vorgabefrequenz 1Hz eine sinnvolle Kompensationsregelung möglich war, ohne daß andererseits dem EMG der Vp ein zu hoher Widerstand entgegengesetzt worden wäre.

Die Kompensationsregelaufgabe ^x wurde nun so verwirk-

^x Nachführregelungsaufgaben mit sinus- oder sprungförmig veränderlicher Vorgabelinie (SL) und Nachführung der Istwertlinie (ML) allein mit der EMG-Aktivität wurden als Vorstudien durchgeführt und sind in Spreng und Lederer /152/, /154/ berichtet.

licht, daß die beiden Signale – also mit Widerstand behaftetes EMG und die sinusförmige FG-Spannung – addiert wurden und das Resultat als Abszissenwert von ML auf dem Bildschirm erschien. Zur Verdeutlichung sollen nochmal die drei möglichen Kombinationen und das daraus entstehende Bild geschildert werden :

- 1) Nur die FG-Spannung liegt am Rechner an, jedoch keine EMG-Aktivität von Seiten der Vp. Ergebnis:

ML bewegt sich sinusförmig um die Bildschirmmitte $S\emptyset$ mit einer Amplitude von 3,5cm auf und ab.

- 2) Nur EMG-Aktivität vorhanden und FG-Spannung gleich Null

(sog. statischer Testfall mit $f = \emptyset$) Ergebnis:

Auslenkung von ML proportional zur EMG-Größe nach Überwindung der Rückstellkraft vertikal nach oben von der Position $E\emptyset$ aus. Nach Abbruch der Muskelkontraktion fällt ML passiv mit konstanter Geschwindigkeit auf $E\emptyset$ zurück.

Von dem letztgenannten Fall wird in Kapitel 3 als erster Messung sowohl bei optischer wie akustischer Rückmeldung ausgegangen, da sich auf diese Weise die Vp am besten mit der Versuchsanordnung vertraut machen kann, ohne eine weitere Einflußgröße in Rechnung stellen zu müssen, wie es bei der

- 3) Möglichkeit, nämlich der Überlagerung von EMG- und FG-Signal gegeben ist; hierbei ist es die Aufgabe der Vp, die der Linie ML durch das FG-Signal aufgeprägte Auslenkung so zu kompensieren, daß die Gesamtauslenkung von ML stets den Wert $S\emptyset$ (=SL) ein-

hält (entsprechend einer Soll-Ist-Abweichung von Null).

Regelgröße ist also der Abstand ML minus SL mit dem Sollwert $S\phi$ in Bildschirmmitte. Ein Beispiel für den Fall 3) bei einer vorgegebenen Frequenz von 0,5Hz zeigt Abb.4.

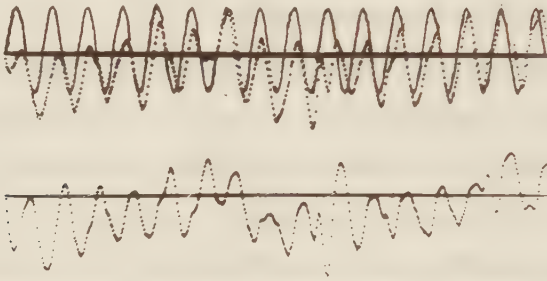


Abb. 4 : Verlauf von Soll- (ausgezogene Linie) und Istwert (punktierte Kurve) über 15s bei Beaufschlagung der Regelstrecke mit einer Frequenz von 0,5Hz. Die große, im Rhythmus von 0,5Hz schwankende Abweichung verdeutlicht die Schwierigkeit einer Regelung bei rein akustischer Rückmeldung (unten).

Um die Vp nicht durch die Manipulationen des Versuchsleiters am Fernschreiber oder an der Rechnerkonsole abzulenken, wurde sie bequem vor einem Parallelsichtschirm des Rechners platziert, so daß sie möglichst unbehindert durch die Elektrodenleitungen die gewünschten Bewegungen ausführen konnte. Bei einem Augenabstand von 30cm zur Bildröhre errechnet sich der von der Vp zu überblickende Winkel auf dem Bildschirm bei einer Auslenkung von ML zwischen 3,5cm bis ca. 10,5cm zu 21° bis 66° .

2.01 Aufbau der akustischen Rückkoppelung

Für die Untersuchung der akustischen Rückmeldung wird der Sichtschirm abgeschaltet und die Vp hört die Abweichung zwischen Soll- und Istwert – nach Digital-Analog-Konversion des im Programm ermittelten Zählerwertes – als frequenz- bzw. amplitudenmoduliertes Signal über einen Kopfhörer. Der Referenzton von 1kHz (Sollwert bei Frequenzmodulation FM) bzw. die Referenzlautstärke bei Amplitudenmodulation AM wird gleichzeitig auf den anderen Kopfhörer gegeben. Für FM wird der 1 kHz Bezugston dem nicht benötigten Amplitudenmodulator entnommen. Bei AM hingegen stellt die Vp zu Versuchsbeginn subjektiv eine mittlere, links und rechts identische Lautstärke für jedes Ohr ein; links liegt die Bezugslautstärke aus dem Frequenzmodulator und rechts die amplitudenmodulierte Soll-Ist-Abweichung aus dem DAC des Rechners. Für den Fall AM betrugen die von den Vps subjektiv vorgewählten Spannungen am Kopfhörer U_{ss} bei einer Frequenz 1kHz im Mittel links $6,1 \pm 0,7$ mV ($n=8$) und rechts $5,5 \pm 0,4$ mV ($n=13$). Zum Versuchsaufbau s. Abb.2.

Sowohl für AM wie für FM besteht die Möglichkeit, zwischen linearer oder quadratischer Abbildung der Soll-Ist-Differenz in den Amplituden bzw. Frequenzbereich zu wählen. Für den Frequenzmodulator ergeben sich bei linearem oder quadratischem Betrieb (abgekürzt FMI oder FMq) folgende Eckwerte: (In Klammern der jeweils zugehörige Wertebereich der Soll-Ist-Abweichung in digitalen Einheiten)

$$\text{Soll-Ist-Abweichung} \left\{ \begin{array}{l} > \emptyset : 1660\text{Hz} \geq f > 1000\text{Hz} (+512_{1\emptyset} \text{ bis } \emptyset) \\ = \emptyset : f = 1000\text{Hz} \quad (\emptyset) \\ < \emptyset : 1000\text{Hz} \geq f > 300\text{Hz} (\emptyset \text{ bis } -512_{1\emptyset}) \end{array} \right.$$

Nach Umschaltung auf die quadratische Kennlinie (FMq) gilt:

$$\text{Soll-Ist-Abweichung} \left\{ \begin{array}{l} > \emptyset : 3300\text{Hz} \geq f > 1000\text{Hz} (+512_{1\emptyset} \text{ bis } \emptyset) \\ = \emptyset : f = 1000\text{Hz} \quad (\emptyset) \\ < \emptyset : 1000\text{Hz} \geq f > 300\text{Hz} (\emptyset \text{ bis } -512_{1\emptyset}) \end{array} \right.$$

Einzelheiten zum Aufbau und die Kennlinien der verwendeten Geräte sind in (Stegger 1972 /156/) aufgezeichnet.

Für jede Vp wurde zu Beginn der Versuchsreihen ein Audio-gramm für Luft- und Knochenleitung angefertigt, um ggf. Personen mit größeren Hörverlusten auszuschließen.

Das Einsetzen der DA-Wandlung der Soll-Ist-Differenz ist für die Vp das akustische Startzeichen, mit der Regelungsaufgabe anzufangen; danach verstreichen 3s bis zum Beginn der Datenaufzeichnung, um den Einschwingvorgang auszuschalten. Nach weiteren 30s wird die Abspeicherung abgebrochen und die Vp hört auch auf dem zweiten Ohr den 1kHz Ton anstatt der variablen Abweichung, was für sie das Ende des Einzelversuchs anzeigt.

2.02 EMG-Verarbeitung

Als leicht zugängliche und ausreichende Potentiale bei geringer Kontraktionsgröße erzeugende Muskeln wurden der zweiköpfige *m. interosseus dorsalis I* mit dem engbenachbarten *m. adductor pollicis* (beide vom *n. ulnaris* versorgt) an der radialen Seite (daumenwärts) des zweiten Mittelhandknochens der rechten Hand als Ableitstelle ausgewählt. Etwa 2cm vom Zeigefingergrundgelenk entfernt wurde das Oberflächenelektrodenpaar (chlorierte Silberelektroden der Fa. Grass Instr.&Co., F5S; Durchmesser 9mm) mit einem Elektrodenabstand von 1,5cm - 2cm nach Aufbringen von Elektrodenpaste (Fa. Beckmann) mittels Kollodium befestigt (s. Abb. 5). Dies wurde von sämtlichen Vps bei einer Versuchsdauer bis zu zwei Stunden reaktionslos getragen und hielt selbst starken mechanischen Belastungen stand, ohne die Bewegungsfreiheit nennenswert einzuschränken.

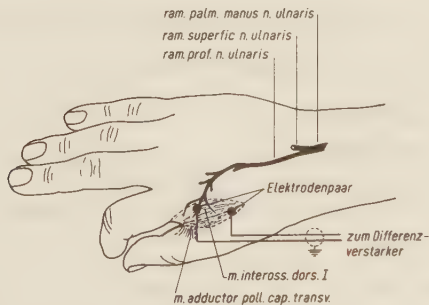


Abb. 5 : Ableitort des EMGs über den Muskeln *m. interosseus dorsalis I* und *m. adductor pollicis* (beide vom *n. ulnaris* versorgt).

Als Bezugs Elektrode diente eine großflächige Silberelektrode (12cm^2) am Handgelenk. Die vor und nach jeder Versuchsserie gemessenen Impedanzen der Erd- und Ableitelektroden bei 1kHz zeigten nach einer durchschnittlichen Befestigungsdauer von 1,5Std. eine mittlere Abnahme von

$2,7\text{k}\Omega \pm 0,2\text{k}\Omega$ auf $2,5\text{k}\Omega \pm 0,2\text{k}\Omega$ und von

$5,1\text{k}\Omega \pm 0,2\text{k}\Omega$ auf $4,6\text{k}\Omega \pm 0,1\text{k}\Omega$ bei den beiden differentiellen

Elektroden und von

$5,5\text{k}\Omega \pm 0,3\text{k}\Omega$ auf $4,7\text{k}\Omega \pm 0,2\text{k}\Omega$ bei der Erdelektrode.

Die Abnahme der Impedanzen für die einzelnen Elektroden aufgeführt in die Werte vor und nach dem Versuch und in diejenigen zu Kapitel 3 und 4 gemessenen Werte zeigt Abb.6 mit den Standardabweichungen.

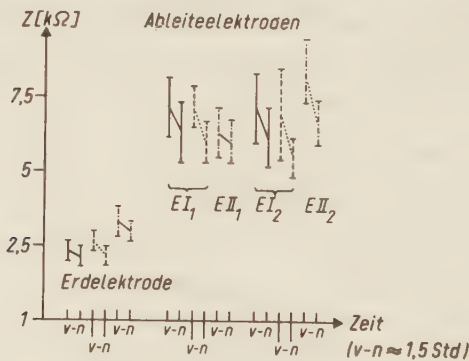


Abb. 6 : Impedanzen der 2 Elektrodenpaare $EI_{1,2}$ und $EII_{1,2}$ vor (v) und nach (n) dem Versuch. Ausgezogene und gestrichelte Werte: Messungen zu Kapitel 4 (2 Ableitelektrodenpaare); strichpunktierte Werte: Messungen zu Kapitel 3 (1 Ableitelektrodenpaar).

chungen der Mittelwerte.

Obwohl sich die Vp im Rechnerraum befand, traten keinerlei störende Einstreuungen von Seiten der Netzspannung oder des Rechners auf, so daß es keiner zusätzlichen Abschirmung bedurfte.

Das vom Differenzverstärker 200-fach verstärkte Signal wurde anschließend in zwei in Reihe geschaltete, jeweils 5-stufig verstellbare Nachverstärker (10 bis 50-fach und 100 bis 500-fach) geführt, die sich als notwendig erwiesen, um die starken interindividuellen Schwankungen der Muskelpotentiale der einzelnen Vps ausgleichen zu können. Die unterschiedlichen EMG-Werte sind dabei im wesentlichen von drei Parametern abhängig:

- 1) vom Hautwiderstand
- 2) vom Trainingszustand des Muskels und
- 3) von der exakt zu reproduzierenden Lage der Elektroden (wegen des geringen Volumens des gewählten Muskels). Zudem fällt die Spannung in dem den Nachverstärkern folgenden passiven, integrierenden RC-Glied nochmals ab, was allein eines Verstärkerfaktors von 10 bedarf. Der mittlere Verstärkungsgrad der Nachverstärker betrug 4000-fach und schwankte zwischen 1000-fach und 5500-fach. Für die Zeitkonstante des Integrierelementes ergab sich aus früheren Untersuchungen (Spreng u. Lederer 1972 /146/) ein optimaler Wert von 70ms. Andere Untersucher (ABP 1974 /5/, Childress 1973 /20/) geben 100ms an. Der Ausgang des Integrators liegt dann an einem der ADCs des Rechners, wo die Spannung in eine Dualzahl konvertiert und vom Programm

abgerufen wird. Diese Größe wird fortlaufend aufsummiert und außerdem wird nach jedem Abtastschritt der konstante Reduzierungsbetrag subtrahiert (s. Abb. 7). Die so errechnete Zahl bestimmt die Auslenkung von ML zusammen mit der vom Frequenzgenerator sinusförmig aufaddierten Störung in der Vertikalen des Schirms.

In /5/ wird für die Abtastung des integrierten EMGs eine Mindestfrequenz von $f_A = 10\text{Hz}$ bei einer Zeitkonstante von 100ms gefordert; eigene Versuche mit 70ms ergaben jedoch, daß bereits für $f_A = 15\text{Hz}$ keine sinnvolle Steuerung mehr möglich ist. Bei dieser zu niedrigen Abtastfrequenz gewinnt die Vp den Eindruck, daß die Regelstrecke schlecht, d.h. merklich verzögert und nicht mehr proportional zur subjektiv empfundenen Stärke ihrer Muskelkontraktion anspricht. Erst im Bereich der in den Versuchen benutzten Frequenz von $f_A = 30\text{Hz}$ ist mit dem geglätteten EMG eine stetige, subjektiv zufriedenstellende Nachführung einer sinusförmigen Vorgabe mit ausreichender Genauigkeit möglich (Spreng u. Lederer 1972 /152/). Bei weiterer Steigerung der Abtastfrequenz f_A auf Werte um 60Hz wird trotz Integration die Stetigkeit des Steuersignals durch zunehmend genauer mit abgetastete Einzelschwankungen des myoelektrischen Interferenzmusters immer mehr gestört. Für das Programm PROTH1 (Kapitel 3) wurde demzufolge $f_A = 30\text{Hz}$ und für das Programm PROTH2 (Kapitel 4) $f_A = 40\text{Hz}$ festgelegt. Daraus errechnen sich die Abtastintervalle zu 33 bzw. 25ms.

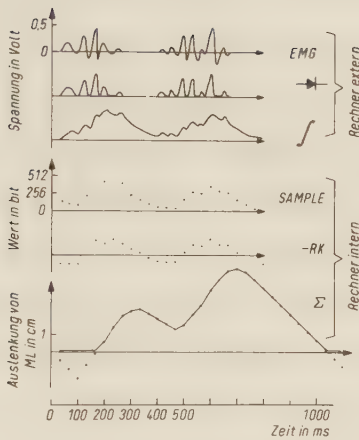


Abb. 7 : EMG-Verarbeitungsschritte zur Erzeugung des myoelektrischen Steuersignals (keine Beaufschlagung der Strecke mit Vorgabesignal).

Innerhalb der genannten Zeitintervalle von 25ms führt die Interruptroutine MSCLINT2 des Hauptprogramms PROTH1 noch einmal zusammengefasst folgende Aufgaben durch:

- 1) Abtastung des verstärkten und integrierten EMGs und der Funktionsgeneratorspannung,
 - 2) Summation der EMG-Werte und Subtraktion der Rückstellkraft
 - 3) Digital-Analog-Umsetzung der Soll-Ist-Abweichung für die akustische Rückmeldung (FM bzw. AM),
 - 4) Darstellung der Regelstrecke auf dem Sichtschirm (ML und SL)
- und

- 5) Abspeicherung von FG-Vorgabe- und myoelektrischem Steuersignal zur späteren Auswertung.

Im Programm PROTH2 (Kapitel 4) führt diese Funktionen eine Modifikation des angeführten Unterprogramms, die Subroutine PROTHSR aus, die wegen der Simulation von Modellen mit einer Weg-Widerstandscharakteristik (System 2. Ordnung mit Federkonstante, Reibung und Masse) aufwendigere Berechnungen mit dem abgetasteten EMG-Signal durchführen muß. Die ausführliche Beschreibung dieser Funktion findet sich unter Punkt 4.0 bis 4.2.

Da die Ausführung der Punkte 1) bis 5) nur maximal 20ms in Anspruch nimmt, wird in der verbleibenden Zeit bereits im Hauptprogramm mit der Auswertung von Phasenverschiebung und Amplitudenverhältnis zwischen Vorgabe und myoelektrischem Steuersignal begonnen, die dann mit der rechnerinternen, programmierbaren Uhr im Takt der Frequenz 30Hz (bzw. 40Hz) zum Abarbeiten der genannten Unterprogramme MSCLINT (bzw. PROTHSR) unterbrochen wird. Daneben wird noch die lineare, absolute Abweichung zwischen Soll- (Bildschirmmitte) und Istwert (Lage der Linie ML) berechnet, aufsummiert und der Mittelwert bestimmt.

2.03 Versuchsdurchführung

Begonnen wurde bei jeder Vp mit der Messung des Frequenzganges bei optischer Rückkoppelung. Als erstes wurde das Verhalten der Vp im statischen Fall, d.h. ohne Beaufschlagung der Regelstrecke mit einem Signal aus dem Funktionsgenerator untersucht. So konnte sich die Vp am einfachsten mit der gesamten Versuchsanordnung vertraut machen, ohne sofort mit einer komplizierten Aufgabe überfordert zu werden. Es wurden dann so viele Einzelversuche gemacht, bis sich der mittlere Fehler (das Mittel der Beträge der Soll-Ist-Abweichungen) – der automatisch nach jedem Versuch mit dem Fernschreiber ausgedruckt wird – auf einen etwa konstanten Wert eingependelt hatte. So wurde ein gleichmäßiger Ausgangsstandard für alle Vps für die nachfolgenden Versuchsreihen geschaffen; Dies war im Mittel nach 10 Durchläufen á 60s (incl. Pause) erreicht. Nach Ablauf eines Einzelversuchs bekam die Vp jedesmal kurz den zeitlichen Verlauf des Vorgabe- und ihres Steuersignals auf dem Bildschirm zur Erfolgskontrolle dargeboten. Auf diese Weise konnte ein Teil der Vps nach kurzer Zeit, ohne das Ergebnis optisch gesehen zu haben, den Abweichungsfehler nach Abschluß des Versuchs mit rein akustischer bzw. optischer Rückkoppelung mit geringen Schwankungen abschätzen. Im nächsten Schritt wurde dann ein sinusförmiges Signal in der geschilderten Weise (2.01) auf die Regelstrecke gegeben. Die Frequenz wurde von 0,2Hz bis 1Hz um je 0,2Hz gesteigert.

gert und jeweils 4 - 5 Messungen á 35s vorgenommen und auf Magnetband abgespeichert. Mit den eingelegten Ruhepausen dauerte eine Versuchsreihe je nach Vp eine halbe bis eine Stunde. Wenn sich die Vp in der Lage fühlte, wurde im Anschluß an die optische Serie noch eine Reihe mit akustischer Rückmeldung durchgeführt. Insgesamt wurden die Experimente für die Frequenzgangsbestimmung auf zwei bis drei Tage verteilt.

An den Versuchsreihen mit der Ausführung von Sprungantworten nahmen vier andere Vps teil. Die Reihenfolge der Rückmeldungsarten war hier FM linear, FM quadratisch, AM linear, AM quadratisch und optisch. Jede Vp führte pro Versuchsanordnung 6 - 8 Sprungantworten aus, die ebenfalls auf Magnetband abgespeichert und der Vp jedesmal kurz gezeigt wurden. Die fünf Versuchsserien pro Vp fanden an zwei verschiedenen Tagen statt.

Bei allen Experimenten zu Kapitel 3 und 4 versagte nur eine einzige Versuchsperson, die sich nicht mit der akustischen Rückmeldung zurecht fand.

2.1 Kurzbeschreibung des Programms PROTH1

Wird das Programm vom Magnetband geladen und gestartet, so meldet sich der Rechner mit einer Textdarstellung auf dem Bildschirm (VR 12 CRT Display) über die er den Benutzer fragt, ob er Informationen über die diversen Programmfunktionen, die Ausführung eines Experimentes oder die Auswertung bereits abgespeicherter Daten wünscht. Die Antwort in diesem Dialog wird vom Fernschreiber erwartet, auf dem der Versuchsleiter mit dem Programm vereinbarte Zeichen eintippt, die den Aufruf des gewünschten Unterprogramms veranlassen.

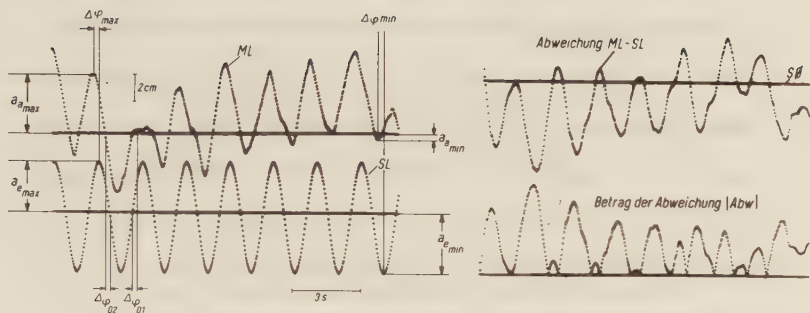
Wird der Rechner auf diese Weise aufgefordert, einen Versuch durchzuführen, so simuliert das in DIAL (Display Interactive Assembly Language) abgefaßte Programm PROTH1 (Lederer 1974 /84/) eine einfache Regelstrecke mit einem Freiheitsgrad, die der elektrischen Aktivität eines über ADC angeschlossenen Muskels eine konstante Rückstellkraft entgegensetzt und so die im vorangegangenen Kapitel beschriebenen Versuche ermöglicht.

Entsprechend der Stellung eines sogenannten Sense Switch (SNS), eines an der Rechnerkonsole befindlichen Kippschalters, kann nach Erscheinen der beiden Linien auf dem Bildschirm zwischen zwei Darstellungsmöglichkeiten der Regelstrecke gewählt werden. Die erste Möglichkeit, die in früheren Arbeiten als Grundlage der Untersuchungen diente (Spreng und Lederer 1972 /152/) war als einfache Fol-

geregelung derart verwirklicht, daß die Vp mit der von ihrem EMG und der Rückstellkraft erzeugten Auslenkung der Linie ML die von der Linie SL ausgeführten Sinusschwingungen nachzuführen hatte.

Um nun einen der akustischen Anordnung mit konstantem Sollwert analogen Aufbau der Regelstrecke im Falle der optischen Rückmeldung zu erhalten, wurde die sinusförmige Auslenkung von SL - bisher also getrennt von ML dargestellt - zusätzlich auf die von der Vp angesteuerte Linie ML aufaddiert und SL als konstanter Sollwert S_0 in Bildschirmmitte festgehalten (vgl. Abb.3). Da die Aufzeichnung und Abspeicherung der Daten nicht verändert wurde, erfolgte die Auswertung der getrennt aufgezeichneten Schwingungen von ML und SL bei der Kompensationsregelung genauso wie bei der erstgenannten, einfachen Folgeregelung. Abb.8 zeigt den Übergang vom einen Wiedergabemodus der Regelstrecke auf den anderen und die vom Programm zu ermittelnden Punkte, die zur Auswertung herangezogen wurden.

Ein weiterer Kippschalter diente dazu, den Versuchsablauf zu starten, der mit einem Vorlauf von 3s bis 4s vor der eigentlichen Datenabspeicherung einsetzte, die erst 3s nach Erscheinen des ersten Maximums der Sinusschwingung angestoßen wird. Damit wurde das Einschwingverhalten ausgeklammert und zugleich eine Mittelung der Ergebnisse bei gleicher Vorgabefrequenz ermöglicht.



Oben und unten links: Einfache Folgeregelung (φ sieht zwei getrennte Bewegungen: ML (=EMG-Signal) und SL (=Sinusvorgabe))

Oben rechts: ML minus Sinusvorgabe SL aus dem li. Teil der Abb.; neuer Sollwert: Bildschirmmitte $S\emptyset$ (φ sieht nur eine bewegte Linie: ML - SL)

Abb. 8 : Übergang von einfacher Folgeregelung mit getrenntem Vorgabe- (unten li.) und Steuersignal (oben li.) zur Darstellung mit konstantem Sollwert $S\emptyset$ und direkter Beaufschlagung der Steuergröße mit der Vorgabe (oben re.). Ausgewertet werden die Phasenverschiebungen ($\varphi_{\max}$, φ_{01} , φ_{02} , $\varphi_{\min}$), Amplitudenverhältnisse ($a_{\max}/a_{\min}$, $a_{\max}/a_{\min}$) und die Beträge der Soll-Ist-Abweichungen ($|Abw|$ unten rechts) unabhängig von der Darstellungsweise während des Versuchs. Von diesen Werten werden unter anderem die Mittel aus einem Versuch (ca. 3s) gebildet und auf Wunsch ausgedruckt (s. Abb.9c).

Die Abtastung des EMG- und Vorgabesignals, wie auch die Wiedergabe des Regelstreckenverhaltens (sowohl auf dem Sichtschirm wie mittels AM bzw. FM) geschieht durch das bereits erwähnte Unterprogramm MSCLINT2 mit einer Abtast- bzw. Wiedergabefrequenz von 30Hz. Im Zusammenhang mit dem fest vorgegebenen Kernspeicherplatz von je 1K (= 1024 12bit Worte) für die aufzeichnenden Vorgabe- und Steuersignaldaten ergibt sich einschließlich der Einschwingdauer von ca. 3s eine Versuchsdauer von $1024 \times 33\text{ms} + 3\text{s} = 37\text{s}$.

Nach Abschluß eines solchen Versuches wird nach Nullsetzen der Soll-Ist-Abweichung im DA-Wandler (Markierung des Versuchsendes für die VP bei akustischer Rückmeldung) als erstes das Mittel der Beträge der Soll-Ist-Differenzen ausgedruckt und anschließend auf dem Bildschirm der zeitliche Verlauf von EMG- und Vorgabesignal aufeinanderprojiziert gezeigt (s. Bsp. in Abb.9a). Bei entsprechender Eingabe über den Fernschreiber werden auch die bereits während des Experimentes ermittelten Phasenverschiebungen und Amplitudenverhältnisse in einem Diagramm auf dem Sichtschirm dargestellt (s. Abb.9b). Gleichfalls mit einem Fernschreiberkommando wird die Abspeicherung von Roh- und ausgewerteten Daten veranlaßt. Als Beispiel für die vollständige Auswertung eines einzigen Versuches ist der zu Abb.9a und b gehörende Ausdruck in Abb.9c wiedergegeben.

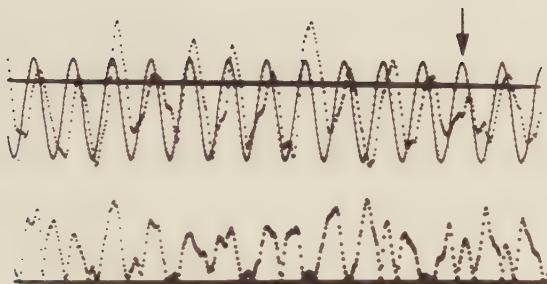


Abb. 9a : Beispiel für die Wiedergabe von Vorgabe- und EMG- Steuersignal nach einem Kompensationsregelungsversuch (V_p PL, RB 14, AMqd, 0,5Hz). Vorgabe (ausgezogene Kurve) und EMG-Steuersignal (punktiert) aufeinanderprojiziert (obere Bildhälfte). In der unteren Hälfte ist der Betrag der Abweichungen /Abw/ dargestellt. Der Pfeil markiert einen Regelvorgang, der die Nulllinie nicht schneidet und deshalb als nicht ausgeführt gewertet wird. In diesem Fall ergibt sich für den Parameter Anz also $25/26 = 96\%$ bei 26 vorgegebenen Halbschwingungen.

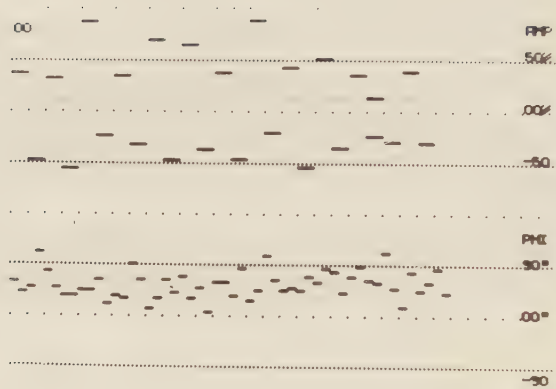


Abb. 9b : Verlauf der Amplitudenverhältnisse (obere Hälfte AMP) und Phasenverschiebungen (untere Hälfte PHI) zu Abb.9a, wie sie nach dem Fernschreibzeichen "P" entsprechend dem Versuchsablauf auf dem Sichtschirm erscheinen.

LM UP NP 430

LL FRQ +5.263161E+001 HZ LL AMP +2.600000E+002 DE LIMIT +0.000000E+000 L
AMP.M. +8.665679E+001 \$ SIG QU +7.280325E+000 \$ AM.IND +2.600000E+001
PHI.M. +5.757084E+001 GD SIG QU +3.304658E+000 GD PH.IND +5.200000E+001
L.A.D. +7.751660E+001 DE SIG QU +1.469871E+000 DE DC LEV -6.900000E+001 D
CL FRQ +4.000000E+001 HZ GRD'PT +4.736841E+000 GD DELAY +2.700000E+000 S

Abb. 9c : Ergebnisausdruck der Auswertung zu den Abb.9a und 9b
(Vp PL 0,5Hz, AMqd, RB 14, N 54, BN 520).Mittelwerte
mit $\bar{\sigma}$ (= SIG QU) der Parameter $\mathcal{P}$ (= PHI.M), a_a/a_e
(= AMP.M), /Abw/ (= L.A.D.) und AM.IND (absolute
Zahl der auswertbaren Schwingungen), aus dem der Pa-
rameter Anz berechnet wird (vgl. auch Abb.9a).

LL FRQ	: Frequenz des Vorgabesignals
LL AMP	: Amplitude des Vorgabesignals
PH.IND	: Anzahl der auswertbaren Phasenverschie- bungen (Nulldurchgänge, Extrema)
DC LEV	: Gleichspannungspegel des Vorgabesignals
CL FRQ	: Abtastrate des Unterprogramms MSCLINT2 (bzw. PROTHSR)
GRD'PT	: Auflösung der Abtastung in Grad/Punkt
DELAY	: Zeitlicher Aufschub der Versuchsauf- zeichnung nach dem ersten Maximum der Vorgabe

Weitere Einzelheiten bezüglich der Datenverarbeitung, Dar-
stellung und Abspeicherung sind in Lederer 1974 /84/ angegeben.

Das für die Sprungfunktion erforderliche Vorgabesignal wird von einer modifizierten Version des Programms PROTH1 nach Betätigung eines Kippschalters an der Konsole durch den Versuchsleiter abgerufen, so daß die am Parallelschirm sitzende Vp den Sprungzeitpunkt nicht vorhersehen kann. Da Speicherung, Auswertung und Abbildung andere Anforderungen an den Programmablauf stellen als die Untersuchung des Frequenzganges, wurde das Programm MUSCLS genannt (Beschreibung in Spreng u. Lederer 1972 /152/). Aufgenommen wurden bei einer Sprungantwort insgesamt 512 Punkte, was eine Versuchsdauer von $512 \times 33\text{ms} + 5\text{s} = 22\text{s}$ ergab, da der Vp bereits vor Aufzeichnung 5s Zeit gegeben wurde, sich auf den Startbasiswert der Sprungfunktion einzustellen. Die sprungförmige Änderung der Vorgabe erfolgte 100 Abtastschritte (3,3s) nach Betätigung des Kippschalters (und damit der Aufzeichnung); auf diese Weise wurde die Mittellung von Übergangsfunktionen verschiedener Vps oder Parameterkonstellationen ermöglicht.

" There is something fascinating about science.

One gets such wholesale returns of conjecture

out of such a trifling investment of fact "

Mark Twain 1835 - 1910 ^x

3. Vergleichende Untersuchung von optischer und akustischer Rückkoppelung im Mensch-Prothese-System bei Kompensationsregelung mit dem Simulationsprogramm PROTH1

3.0 Sprungantwortverhalten

Um kurzfristig umfassende Aussagen über das dynamische Verhalten des zu untersuchenden Systems und damit auch im obersten, möglichen Frequenzbereich zu gewinnen, wird die Sprungfunktion als Testsignal verwendet, auf die die Vp mit der sogenannten Übergangsfunktion (= Sprungantwort) reagiert. Diese Antwort des untersuchten Systems enthält nun einen Frequenzbereich bestimmter Bandbreite, der durch ein Amplituden- und Phasenspektrum charakterisiert ist, die beide durch Überlagerung eben diese Sprungantwort ergeben. Aus der Fourierzerlegung (Auflösung eines periodischen Signals in seine Teilschwingungen; im hier gegebenen aperiodischen Fall als Grenzübergang) des Testsignals "Sprung" erhält man ein Frequenzspektrum

^x wholesale= massenhaft; conjecture= Vermutung; trifling= ein bißchen

mit besonderem Gewicht im Bereich niederer Frequenzen und rascher Abnahme der Amplitudenanteile hoher Frequenzen (hyperbolische Kurve über der Frequenzachse; Oppelt /39/). Zum Vergleich sind in der Stoßfunktion (1. Ableitung der Sprungantwort nach der Zeit) alle Frequenzen mit gleichem Amplitudenanteil repräsentiert. Somit erscheint die Sprungfunktion aus theoretischer Sicht besonders als Testgröße geeignet, wenn man den kleinen Frequenzbereich von $\emptyset$ bis ca. 1,8Hz betrachtet, innerhalb dessen bei der geschilderten Versuchsanordnung noch eine brauchbare Nachführ- bzw. Kompensationsregelung möglich ist.

Vier Vps hatten unter den Versuchsbedingungen AMq, AMl, FMq und Fml je acht und drei Vps bei optischer Rückmeldung je acht sprungförmige Auslenkungen der Vorgabe zu kompensieren. Dazu wurde im Falle optischer Rückkoppelung die Linie SL eine bestimmte Zeit auf einem definierten Ausgangswert (punktierte Linie in Abb.10 li.) festgehalten, den die Vp mittels ihrer vom EMG gesteuerten Linie ML gleichfalls einzustellen hatte (linkes Drittel in Abb.10), bis sich SL sprungförmig um 10cm zum Zeitpunkt $t_{\emptyset}$ auf dem Bildschirm nach oben auf einen vorgegebenen Endwert e (punktiert in Abb.10 re.) bewegte, den die Vp so schnell wie möglich und ohne zu starkes Überspringen (oberer Bildschirmrand als Grenze) erreichen sollte.

Bei akustischer FM- Rückmeldung war der vergleichbare Ausgangswert 1kHz, der sich plötzlich um 20Hz bei Fml auf 980Hz änderte (bzw. um 200Hz auf 800Hz bei FMq). Bei AM-Rückkoppelung sank die

Ausgangslautstärke um 70% für AMI (bzw. um 92,5% für AMq) ab;
sowohl bei FM wie AM sollte die Vp das akustische Signal durch
Muskelkontraktion so korrigieren, daß sie den anfänglichen Zustand -
mit identischen Signalen auf beiden Ohren - so rasch wie möglich wie-
der herstellte.

Zur Auswertung wurden folgende in Abb.10 erklärte, charakte-
ristische Werte der Übergangsfunktionen herangezogen:

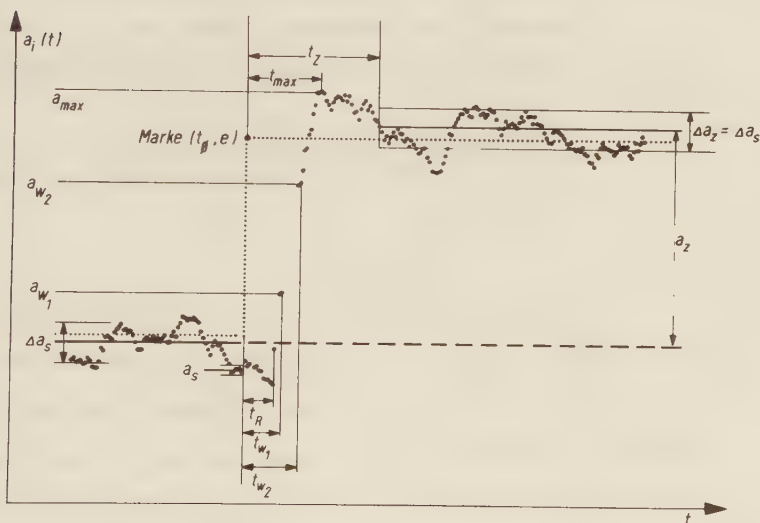


Abb.10 : Erläuterung zur Auswertung der Sprungantwort. Erklärung
der Abkürzungen:

$t_{\emptyset, e}$	: Sprungzeitpunkt $t_{\emptyset}$ mit der Amplitude e der vorgegebenen, punktierten Sprungfunktion
t_R	: Reaktionszeit
t_{W1}	: Zeitpunkt des 1. Wendepunkts
a_{W1}	: Zu t_{W1} gehörender Wert der Auslenkung von ML
t_{W2}	: Zeitpunkt des 2. Wendepunkts
a_{W2}	: Zu t_{W2} gehörender Wert der Auslenkung von ML
$t_{\max}$	: Zeitpunkt des Maximums
$a_{\max}$	: Absolutes Auslenkungsmaximum
$a_{\max} - a_Z$	: Überschwingweite
a_Z	: Amplitude der Sprungantwort als Differenz der Mittelwerte (= dicke ausgezogene Linien) über je 40 Abszissenwerte vor $t_{\emptyset}$ und nach t_Z mit gleicher Schwankungsbreite $\Delta a_s = \Delta a_z$
t_Z	: Ende des Einschwingvorganges nach dem Sprung, gegeben durch erstmaliges Erreichen des Wertes a_Z nach dem Überspringen

Sämtliche Auslenkungswerte a_i sind in Prozent der Amplitude des vorgegebenen Sprunges $e(t)$ notiert. Die auf Magnetband abgespeicherten Übergangsfunktionen wurden unter Sichtschirmkontrolle mit dem Programm LIZZY ausgewertet, das mittels von Hand verstellbarer, optischer Marken erlaubt, die so definierten Amplituden- und Zeitwerte ausdrucken zu lassen (Spreng und Lederer /152/) . Aus diesen neun interessierenden Einzelwerten wurde nach Mittelung über die Vps für jede Versuchsanordnung die so errechnete "mittlere Sprungantwort" gezeichnet (Reihenfolge: opt, AMq, FMq, AMl, FMl; vergl. Abb. 11 bis 15).

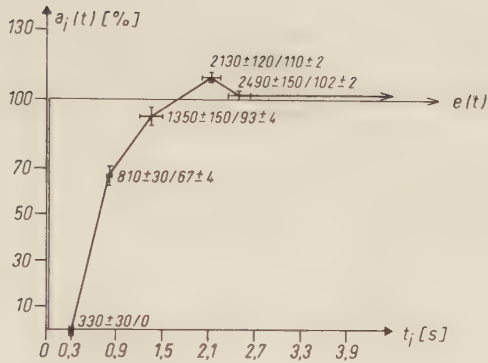


Abb.11 : Mittlere optische Sprungantwort (3 Vps á 8 Sprungantworten) aus 5 charakteristischen Punkten (eingezeichnet sind die Standardabweichungen der jeweiligen Mittelwerte).

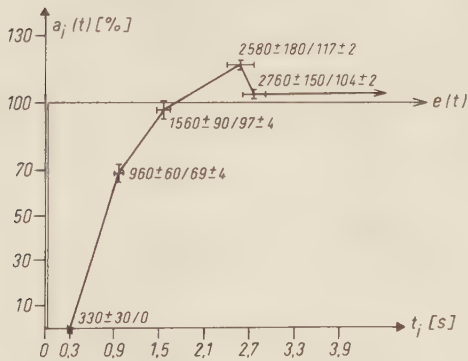


Abb.12 : Mittlere Sprungantwort für AMq (4 Vps á 8 Sprungantworten).

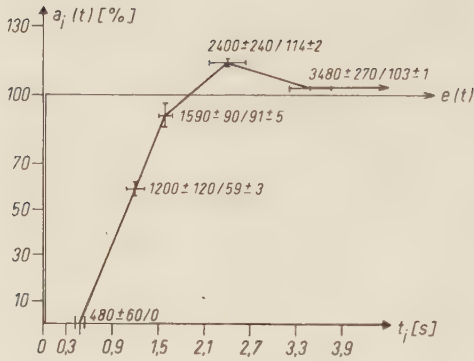


Abb.13 : Mittlere Sprungantwort für FMq (4 Vps á 8 Sprungantworten).

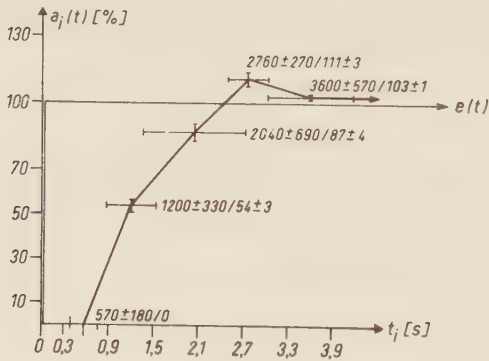


Abb.14 : Mittlere Sprungantwort für FMl (4 Vps á 8 Sprungantworten).

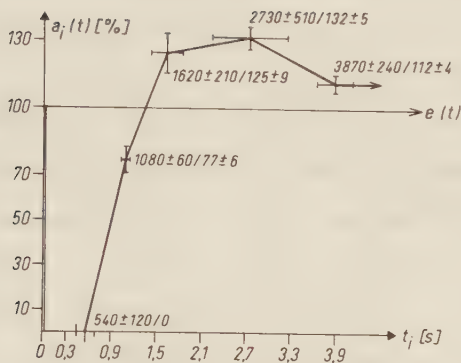


Abb.15 : Mittlere Sprungantwort für AMI (4 Vps á 8 Sprungantworten).

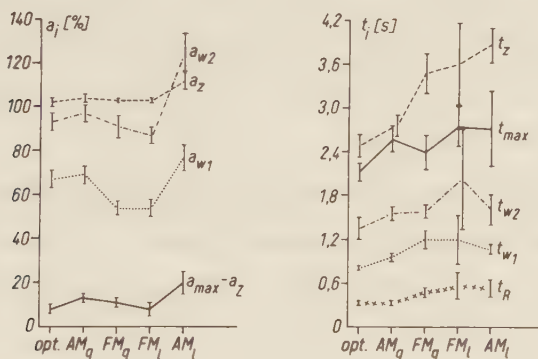


Abb.16 : Charakteristische Werte der mittleren Sprungantworten geordnet nach Rückmeldungsart .

Erläuterung der Abkürzungen s. S. 42.

Außerdem wurden die Zeit- und Auslenkungsparameter noch einmal getrennt zusammengefasst und in Abhängigkeit von der Versuchsanordnung aufgetragen (s. Abb. 16).

Um die unter den fünf verschiedenen Rückkoppelungsbedingungen gewonnenen Ergebnisse vergleichen zu können, wurden die Werte in Tabelle I (s. Anhang 6.3) auf den entsprechenden Wert bei optischer Rückmeldung, der gleich 100% gesetzt wurde, bezogen. Eine Abweichung der Zeitwerte t_i über/unter diese 100% wurde zur Bewertung der beidseitigen Abweichung zusätzlich mit dem Vorzeichen $-/+$ vermerkt. Bei der Abweichung der Auslenkungen wurde ähnlich verfahren; nur wurde hier für a_Z und $a_{\max} - a_Z$ größer/kleiner als der Vergleichswert zur Bewertung $-/-$ und für a_{W1} und a_{W2} größer/kleiner $+/-$ notiert. Absolut- und Relativwerte finden sich unter 6.3; nachstehend sind nur die Relativwerte aufgeführt, siehe Tabelle 1.

Mittelt man die so gewonnenen, je neun relativen Bewertungsfaktoren für jede Rückkoppelungsart getrennt, dann erhält man daraus hinsichtlich der Brauchbarkeit der einzelnen Rückmeldungsformen folgende absteigende Reihe in Tabelle 2 als Auszug aus Tab. 1:

Parameter	I	opt	I	AMq	I	FMq	I	FMI	I	AMI	I
		Absolut- wert = 100%									
				Relativwerte = Bewertungsfaktoren in Prozent							
t_R	/ms/	330 ± 30		0		- 46		- 73		- 64	
t_{W1}	/ms/	810 ± 30		- 19		-48		- 48		- 33	
a_{W1}	/ %/	67 ± 4		+ 3		- 12		- 19		+ 15	
t_{W2}	/ms/	1350 ± 150		- 16		- 18		- 51		- 20	
a_{W2}	/ %/	93 ± 4		+ 4		- 2		- 6		- 25	
$t_{\max}$	/ms/	1230 ± 120		- 21		- 13		- 30		- 28	
$a_{\max} - a_Z$	/ %/	8 ± 2		- 63		- 38		0		-150	
t_Z	/ms/	2490 ± 150		- 11		- 40		- 45		- 55	
a_Z	/ %/	102 ± 2		- 1		- 1		- 1		- 10	
Mittel $\pm \bar{\sigma}$		0 ± 0		-14 ± 7		-24 ± 6		-30 ± 9		-41 ± 10	
Rang der Fak- torenmittel		1		2		3		4		5	

Tabelle 1 : Vergleich der fünf Rückmeldungsarten bezüglich der 9 charakteristischen Werte der Sprungfunktion. Als Bezugswerte sind die Absolutwerte der optischen Rückkoppelung mit 100% angenommen (übrige Absolutwerte in Tab.I unter 6.3).

Rang des Faktorenmittels	Rückmeldungsart	Mittel
1	optisch	0 $\pm$ 0%
2	AMq	-14 $\pm$ 7%
3	FMq	-24 $\pm$ 6%
4	FMl	-30 $\pm$ 9%
5	AMl	-40 $\pm$ 16%

Tabelle 2 : Mittelwerte der relativen Bewertungsfaktoren und der daraus abgeleitete Rang für die unterschiedlichen Rückmeldungsarten aus Tab.1.

Dabei unterscheiden sich nur die drei ersten Werte successive signifikant voneinander. Zur besseren Übersicht wurden nochmals alle mittleren Sprungantworten in einer getrennten Zeichnung zusammengefasst (Abb.17), wobei nur für die optische Antwort die Standardabweichung der Mittelwerte und diese selbst vermerkt sind. Das obige Ergebnis findet in dieser Abbildung seinen Ausdruck darin, daß die drei besten Fälle (opt, AMq, FMq) von den beiden übrigen (FMI, AML) so eingegrenzt werden, daß mit AML zwar eine steile, jedoch extrem überschießende Sprungantwort resultiert und mit FMI als Rückkoppelung eine sehr stark verzögerte, mehr asymptotische Annäherung an die Vorgabe $e(t)$ erfolgt (vgl. Abb.17).

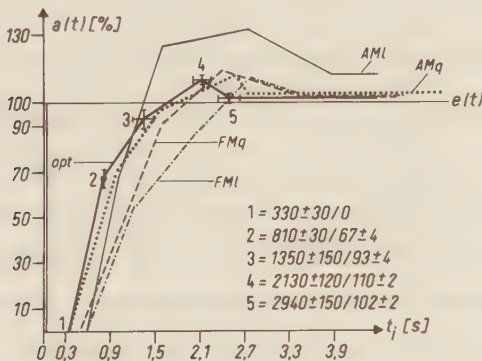


Abb.17: Zusammenstellung aller mittleren Sprungantworten mit Angabe der charakterischen Werte 1 bis 5 der optischen Sprungantwort: Zeit $\pm \bar{\sigma}$ / Auslenkung $\pm \bar{\sigma}$; 1= Reaktionszeit, 2= 1. Wendepunkt, 3= 2. Wendepunkt, 4= Maximum, 5= Einstellzeitpunkt.

Um die teilweise sehr groben Unterschiede der Bewertungsfaktoren der Tab.1 zu reduzieren, wurden in einem weiteren Schritt Rangziffern eingeführt, derart, daß für die neun Parameter t_i und a_i der Stellenwert ihrer Güte unter der zugehörigen Rückmeldungsart notiert wurde (vgl. Tabelle 3).

Parameter	I	opt	I	AMq	I	FMq	I	FMI	I	AMI	I
t_R		0		1		2		4		3	
t_{W1}		0		1		3		3		2	
a_{W1}		0		2		3		4		1	
t_{W2}		0		1		2		3		4	
a_{W2}		0		1		2		3		4	
$t_{\max}$		0		2		1		4		3	
$t_{\max} - a_Z$		0		3		2		1		4	
t_Z		0		1		2		3		4	
a_Z		0		1		1		1		4	
Mittel $\pm \bar{\sigma}$		0		1,4 $\pm$ 0,3		2 $\pm$ 0,3		2,9 $\pm$ 0,4		3,2 $\pm$ 0,4	
Mittlerer Rang		1		2		3		4		5	

Tabelle 3 : Einführung von Rangziffern für die charakteristischen

Werte der Sprungantworten und der daraus gebildete "mittlere Rang" als Gütemerkmal für die jeweilige Rückmeldungsart.

Die Mittelung dieser Rangziffern führt dann in der in Tabelle 3 aufgezeigten Weise zu einer Zahl, die als "mittlerer Rang" bezeichnet wurde und in Tabelle 4 nach aufsteigender Folge geordnet die abnehmende Güte der betreffenden Rückmeldungsart anzeigt:

Mittlerer Rang	Rückmeldungsart	Mittel der Rangziffern
1	opt	0 ± 0
2	AMq	$1,4 \pm 0,3$
3	FMq	$2,0 \pm 0,2$
4	FMI	$2,9 \pm 0,4$
5	AMI	$3,2 \pm 0,4$

Tabelle 4 : Rückmeldungsarten in absteigender Reihenfolge der experimentell ermittelten Güte geordnet (Übergangsfunktion).

Bei gleicher Reihenfolge der Bewertung sind bei dieser Form der Bewertung im Gegensatz zum Rang der Mittel die ersten vier aufeinanderfolgenden Werte signifikant verschieden. Ausgehend von diesen beiden Ergebnissen wurde daher für die weiteren Versuchsserien von der Verwendung der Rückkoppelungsarten AMI und FMI abgesehen.

Entgegen den Befragungen bei der Messung des Frequenzganges ergab sich von Seiten des subjektiven Empfindens der Vp bei den Versuchen mit der Sprungfunktion keine eindeutige Präferenz hinsichtlich der Frequenz- oder Amplitudenmodulation als Rückmeldungsform. Nur der Unterschied zwischen AMl und AMq wurde als wesentlich registriert und AMq als deutlich bessere Rückkoppelungsart angegeben.

Aufgrund der Erkenntnisse der Sinnesphysiologie (PD-Verhalten der peripheren Sinneszellen, statische und dynamische Kennlinie) und der Informationsverarbeitung im nachfolgenden ZNS (Stevenssche Potenzfunktion, Kontrastverschärfung, räumliche und zeitliche Summation; vgl. bezüglich des Gehörs Keidel 1975 /74/, Spreng 1975 /148/) liegt es auf der Hand, daß eine stärkere Änderung der Reizgröße (Frequenz, Schalldruck) pro Zeiteinheit eine frühere (Latenzzeitverschiebung) und stärkere Antwort des betreffenden Sinnesorgans und des nachgeschalteten Neuronennetzes auslöst. So gesehen kommt die quadratische Kennlinie der Versuchsanordnung den sinnesphysiologischen Mechanismen bereits vor der Registrierung und Verarbeitung des Reizes insofern entgegen, als mittels der quadratischen Kennlinie der Rückkoppelungseinrichtung ein früheres, eindeutiges Erkennen des Signals und eine darauf aufbauende Reaktion ermöglicht wird, als wenn sich die Reizgröße nur linear ändern würde.

Abgesehen von diesem Kennlinieneffekt bei der Rückmeldung sei noch auf ein Ergebnis hingewiesen, das in den Abbildungen 18a,b und 19a,b illustriert ist und die Resultate von je acht gemittelten

Sprungantworten für AMq, FMq und opt von zwei Vps wiedergibt (Abb.18 Vp AM; Abb.19 Vp HS). Der wesentliche Unterschied der Ergebnisse liegt dabei in dem Übungszeitraum begründet, den die beiden Vps im Experiment mit der ungewohnten Versuchsanordnung verbracht hatten: Vp HS (Abb.19a und b) beteiligte sich bereits seit über zwei Jahren an diesen Versuchsreihen, während Vp AM (Abb.18a und b) bei Durchführung dieser Sprungantworten zum erstenmal an einem solchen Experiment teilnahm. So zeigte Vp HS erstens eine prinzipiell steilere und nur gering überschwingende Sprungantwort und als zweiten und wichtigeren Gesichtspunkt die nahezu völlige Übereinstimmung der Ergebnisse mit akustischer (Abb.19a; Abb.19b Mitte: AMq, oben: FMq) mit denen bei optischer Rückmeldung gewonnenen (Abb.19b: unten). Vp AM hingegen erreichte nicht einmal mit optischer Rückmeldung (Abb.21b: unten) annähernd das Resultat der Vp HS bei akustischem Feedback, ganz zu schweigen von den Übergangsfunktionen, die mit AMq (Abb.18b: oben) und FMq (Abb.18b: Mitte) erzielt wurden.

Dieses eindeutige Lernverhalten betreffs der Anpassung an eine ungewöhnliche Form der Rückmeldung (vgl. auch die Prismenbrillenversuche von I. Köhler 1953 /78/) wird in Spréng u. Lederer 1977 /154/ anhand weiterer experimenteller Ergebnisse ausführlicher diskutiert. Erwähnt sei hier nur, daß die mittlere Lernzeit für die erste, grobe Anpassung an die Versuchssituation etwa 10 bis 15 Einzelversuche, d.h. 10 bis 15min. erforderte.

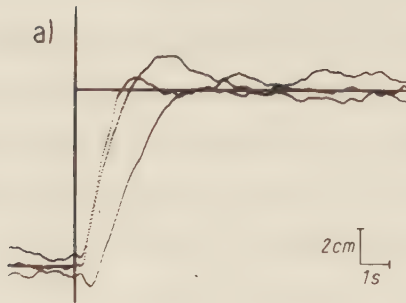


Abb.18a : Ergebnis der Mittelung von je acht Sprungantworten der Vp AM für opt, AMq und FMq beim ersten Experiment mit der Versuchsanordnung. Zum Vergleich ist die Sprungfunktion zeit- und maßstabsgerecht aufeinander abgebildet.

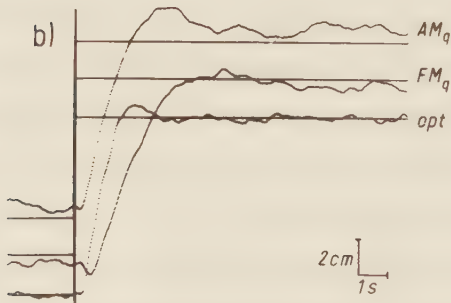


Abb.18b : Gleiche Sprungantworten wie in Abb.18a zur Verdeutlichung getrennt dargestellt.

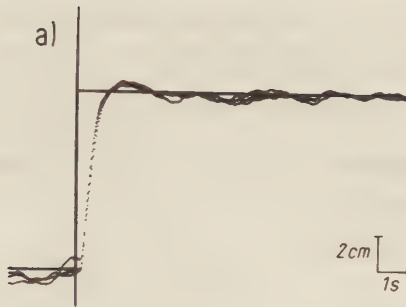


Abb.19a : Ergebnis der Mittelung von je acht Sprungantworten der Vp HS für opt, AMq und FMq, die sich nach Abbildung aufeinander kaum unterscheiden lassen; Vp HS hatte schon zwei Jahre Erfahrung mit der Versuchsanordnung.

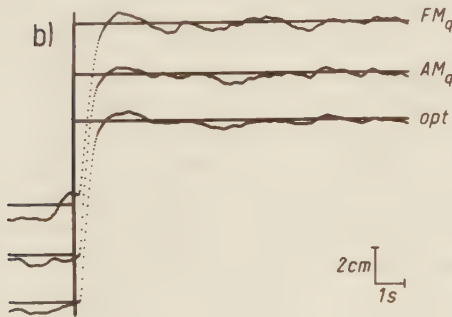


Abb.19b : Gleiche Sprungantworten wie in Abb.19a, nur untereinander abgebildet.

In diesem Arbeitsbericht wird auch näher auf das auffallend unterschiedliche Anstiegsverhalten der Übergangsfunktion bei AMI (steiler Anstieg, starkes Überschwingen) und bei FMI (asymptotisch) eingegangen (vgl. Abb. 17), das auf die unterschiedliche Reizparameterverarbeitung des Ohres einmal als Frequenz- und zum anderen als Schalldruckmesser hinweist.

3.01 Diskussion des Zeitverhaltens der Übergangsfunktion

Zur Übersicht über das Zeitverhalten der Übergangsfunktion sind die charakteristischen Zeitwerte im Vielfachen der jeweiligen Reaktionszeit t_R angegeben (s. Spalten Rel. in Tab.5) und gemittelt worden (Ergebnis unter der Tab.5). Trägt man diese Relativwerte auf die Zeitachse auf, so erhält man Abb.20. In der Zeile Δt_i dieser Abbildung sind die Differenzen zwischen zwei charakteristischen Zeitpunkten vermerkt. Darunter ist eine Charakterisierung des in

t_i	I opt	IRel.I AMq	IRel.I FMq	IRel.I FMI	IRel.I AMI	IRel.I
t_R	330 1	330 1	480 1	570 1	540 1	
t_{W1}	810 2,5	960 2,9	1200 2,5	1200 2,1	1080 2	
t_{W2}	1350 4,1	1560 4,7	1590 3,3	1040 3,6	1620 3	
$t_{\max}$	2130 6,5	2580 7,8	2400 5	2760 4,8	2730 5,1	
t_E	2490 7,5	2760 8,4	3480 7,3	3600 6,3	3870 7,2	

Mittel der Relativwerte der t_i^j :

$$t_R^j = 1 \pm 0; t_{W1}^j = 2,4 \pm 0,3; t_{W2}^j = 3,7 \pm 0,6; t_{\max}^j = 5,8 \pm 0,6;$$

$$t_E^j = 7,3 \pm 0,6$$

Tab.5 : Absolut- (t_i) und Relativwerte (t_i^j) der charakteristischen Zeitwerte der Übergangsfunktion bei unterschiedlicher Rückmeldung. Sämtliche Absolutwerte in ms; Relativwerte jeweils in Vielfachen der entsprechenden Reaktionszeit (Spalten Rel.).

der jeweiligen Phase ablaufenden Regelvorgangs nach H. Marienfeld (in Oppelt, Vossius /100/) angegeben. Da der Faktor 0,3 das kleinste gemeinsame Vielfache aller $\Delta t'_i$, also der Relativwerte ist, so erhält man durch Division die ganzzahligen Werte n_i , die in der Zeile n_i der Abb.20 festgehalten sind.

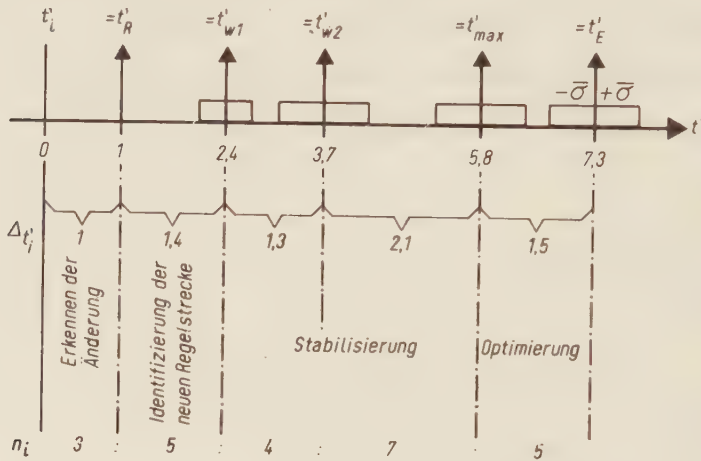


Abb.20 : Lage der relativen charakteristischen Zeitwerte t'_i der Sprungantwort auf der Zeitachse und ihre Interpretation und Rückführung auf ein ganzzahliges Vielfaches n_i der angenommenen Taktzeit von 150ms des diskreten Abtastreglers Mensch (Herleitung siehe Text).

Multipliziert man die mittlere Reaktionszeit $t_R = 450\text{ms}$ mit dem oben gefundenen Faktor 0,3, so ergibt sich ein Wert von $T_{\text{Takt}} = 150\text{ms}$, den man als eine Art Taktzeit des diskreten Abtastreglers Mensch bezeichnen kann.

Aufgrund von Messergebnissen aus evozierten Potentialen des wachen Menschen lassen sich maximale Informationsflüsse von 25–50bit/s (im Mittel ca. 35bit/s) pro Sinneskanal unmittelbar vor dem Bewußtsein abschätzen (vgl. Spreng 1975 /146/). Damit berechnet sich der Informationsfluß eines solchen Taktzeitintervalls T_{Takt} zu maximal $150\text{ms} \times 35\text{bit/s} = 5\text{bit}/T_{\text{Takt}}$.

Damit lassen sich die in den einzelnen Abschnitten der Sprungantwort verarbeiteten Informationsmengen maximal zu:

$$(3 + 5 + 4 + 7 + 5) \times 5\text{bit} = 120\text{bit}$$

für die Übergangsfunktion vom Sprungzeitpunkt bis zum Ende des Einschwingvorgangs $3,2\text{s} \pm 0,3\text{s}$ nach dem Sprung abschätzen. Man kann daraus grob erkennen, daß sowohl diese Informationsmenge von 120bit als natürlich auch die benötigte Einstellzeit etwa der halben Leistungsfähigkeit des Kurzzeitgedächtnisses entspricht (nach Weltner in Oppelt/ Vossius /100/: Kapazität des Kurzzeitgedächtnisses etwa 200bit; der damit überdeckte und als Gegenwart empfundene Zeitraum: 8s).

Bei intensivem Training des Bewegungsablaufes läßt sich dieser Prozentsatz von 50% sicher noch beträchtlich senken. Dies war z.B. bei der Vp HS in Abb.19 mit einer hervorragenden Annäherung der Ergebnisse mit akustischer an die mit optischer Rückmeldung

der Fall. Hier ist das Ende des Einschwingvorganges für jede Rückmeldungsart nach etwa 2,5s erreicht, woraus sich eine Verbesserung um 20% gegenüber ungeübten Vps mit im Mittel 3,2s errechnet.

3.1 Frequenzgangmessung

Anstelle der infolge zu schlechter Ergebnisse nicht weiter untersuchten Versuchsanordnungen AMI und FMI wurde im Simulationsprogrammteil MSCLINT2 die Rückmeldung der Soll-Ist-Differenz wie folgt verändert : Bisher wurde dieser Wert über den DAC des Rechners dann geändert, wenn sich auch die Abweichung (Fehler) um eine Einheit änderte (1bit Fehleränderung entspricht dabei einer Spannungsänderung von 10mV im DAC s. Steeger /156/). Es war zu vermuten, daß das Regelverhalten der Vp sich ändern würde, wenn die Rückmeldung des Fehlers (Soll-Ist-Abweichung) weniger empfindlich wäre und somit geringe, unvermeidliche Schwankungen der Fehlergröße von einer Rückmeldung ausgenommen würden. Deshalb wurde nun eine neue DA-Wandlung erst ab einem Fehler von größer/gleich 32bit angestoßen. Dies erzeugt bei FM- Rückkopplung und rascher Änderung der Fehlergröße diskrete, tonleiterähnlich springende Signaländerungen im Kopfhörer. Diese Versuchsva-
riation wird daher im folgenden mit AMqd und FMqd abgekürzt (d für diskret).

Bei der von der Vp durchzuführenden Kompensationsregelung wurden die Frequenzen der sinusförmigen Vorgabe von 0,2Hz bis 1Hz in Schrittweiten von 0,2Hz geändert (á 4 Versuche pro Frequenz). Für die nochmals mitgetesteten Versuchskonstellationen opt, FMq, AMq wurden je acht, für FMqd und AMqd je vier Vps getestet.

Zur Bewertung der Amplituden- und Phasenverläufe wurde in ähnlicher Weise wie unter Abschnitt 3.0 vorgegangen. Ausgewertet wurden jetzt jedoch das gemittelte Amplitudenverhältnis a_a/a_e , das Mittel der Beträge der Phasenverschiebungen $/\Phi_i/$ und das Mittel der Beträge der Soll-Ist-Abweichungen $/Abw/$ über den betrachteten Zeitabschnitt, sowie die Prozentzahl der korrekt kompensierten Vorgabeschwingungen Anz (zur Erläuterung vgl. Abb.8 S.33 und Abb.9 S.35 f).

Zum Vergleich der fünf Rückmeldungsarten untereinander wurden die Absolutwerte der vier Rückmeldungsarten (AMq, AMqd, FMq, FMqd) auf den entsprechenden Absolutwert bei optischer Rückführung bezogen; dies ergibt dann Prozentzahlen, die im folgenden als Bewertungsfaktoren bezeichnet werden (vgl.Tab.II mit Absolut- und Relativwerten unter Anhang 6.2). Nach Mittelung dieser Bewertungsfaktoren für die vier oben genannten Parameter, die für jede Frequenz gesondert erfolgte, entstand Tabelle 6 (als Auszug aus Tab.II).

Für die Rückführungen opt und AMq sind in Abb.21 und 22 die Ergebnisse je eines einzelnen Experiments bei $f=0,5\text{Hz}$ (Abb.21a, 22a) mit den dazugehörigen, vom Rechner ermittelten Phasen- und Amplitudenverläufen (Abb.21b, 22b) wiedergegeben. Es zeigt sich bereits hier der deutliche Unterschied in der Qualität der Steuerung aus der wesentlich größeren Soll-Ist-Differenz bei AMq gegenüber opt (Abb.21a, 22a untere Spuren) und den stärkeren Schwankungen der Amplitudenwerte (Abb.21b, 22b obere Bildhälften) und den größeren

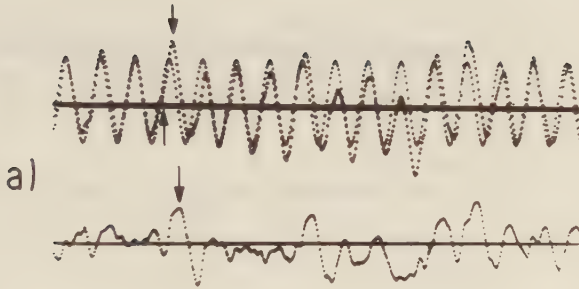


Abb. 21a : Ergebnis eines Experiments mit Kompensationsregelung bei optischer Rückmeldung (V_p EL, 0,5Hz); oben: Vorgabe- und Nachführsignal, unten deren Differenz.

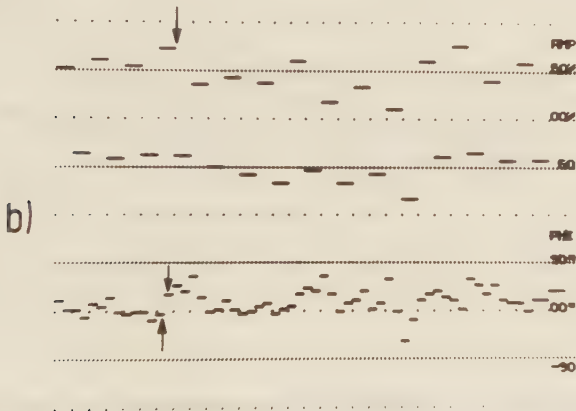


Abb. 21b : Zu Abb. 21a gehörende Darstellung der Auswertung von Amplituden- (obere Hälfte) und Phasenverlauf (unten); sich entsprechende Werte aus a und b sind mit Pfeilen markiert.

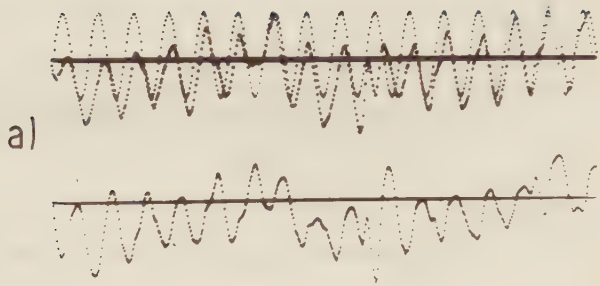


Abb.22a : Ergebnis eines Kompensationsregelungsversuchs bei akustischer Rückmeldung mit AMq (Vp EL 0,5Hz).

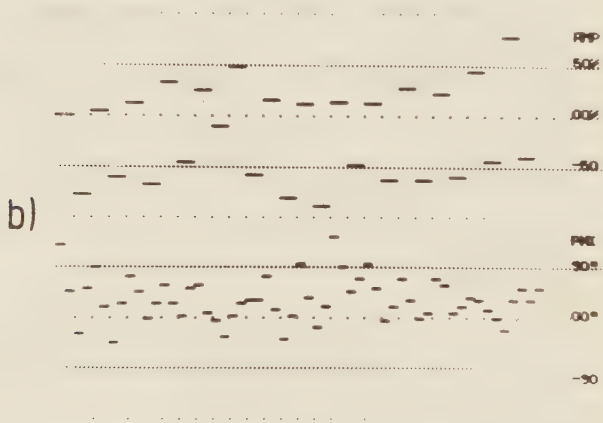


Abb.22b : Ergebnis der Auswertung von Amplituden- (obere Hälfte) und Phasenverlauf (untere Hälfte) zu Abb.22a.

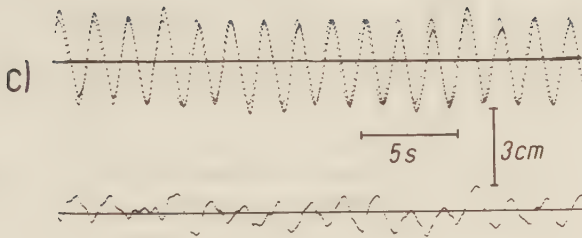


Abb.21c : Mittelungsergebnis von vier Einzelversuchen derselben Versuchskonstellation wie in Abb.21a mit optischer Rückmeldung (Vp EL, 0,5Hz, opt).

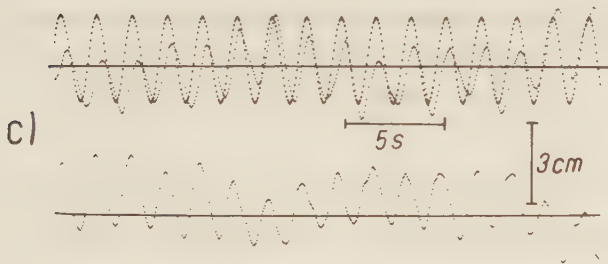


Abb.22c : Resultat der Mittelung von vier Einzelversuchen entsprechend Abb.22a mit akustischer Rückmeldung (Vp EL, 0,5Hz, AMq).

Parameter	I	opt	I	FMq	I	AMq	I	FMqd	I	AMqd	I
		Bezugs- wert = 0%				Relativwerte = Bewertungsfaktoren in Prozent					
a_a/a_e		0		+ 11 ± 7		+ 16 ± 8		+ 28 ± 18		+ 40 ± 19	
Phi		0		- 55 ± 5		- 39 ± 15		- 75 ± 9		- 76 ± 19	
Abw		0		- 48 ± 11		- 75 ± 4		- 71 ± 12		-103 ± 24	
Anz		0		- 10 ± 5		- 15 ± 8		- 10 ± 5		- 2 ± 33	
Mittel ± $\bar{\sigma}$		0		- 26 ± 16		- 28 ± 19		- 32 ± 4		- 35 ± 33	
Rang der Mittel		1		2		3		4		5	

Tab.6 : Vergleich der Nachführungen bei unterschiedlicher Rückkoppe-
lung; relative Abweichung bzgl. des als 0 gesetzten Wertes bei
optischer Rückführung in Prozent (vgl. Tab.II Anhang 6,2).

Phasenverschiebungen (Abb.21b, 22b untere Bildhälften) von AMq (Abb.22) im Vergleich zu opt (Abb.21). Das Resultat einer Mittelung von je vier phasengerecht aufgezeichneten Einzelexperimenten dieser Art ist in den Abb.21c (opt) und Abb.22c (AMq) dargestellt, das die wesentlich unsichere Regelung bei AMq nochmals demonstriert; im Vergleich hierzu entsteht bei optischer Rückkoppelung ein entschieden ruhigeres Bild (Abb. 21c), das nur noch durch die Phasenverschiebung von der idealen Regelung mit der Abweichung 0 differiert, da die Auslenkungen von der V_p fast zu 100% richtig bemessen wurden. Dieser qualitative Unterschied

wird quantitativ in den Tabellen 6 und 7 untermauert. Denn nach nochmaliger Mittelwertbildung aus den Spalten der Tab.6 erhält man in der letzten Zeile der Tab.6 den jeweiligen Rang der Mittel. In Tab.7 ist das Ergebnis nochmals übersichtlich zusammengefasst:

Rang der Mittel	Rückmeldungsart	Mittel
1	opt	0 $\pm$ 0%
2	FMq	-26 $\pm$ 16%
3	AMq	-28 $\pm$ 19%
4	FMqd	-32 $\pm$ 4%
5	AMqd	-35 $\pm$ 33%

Tabelle 7 : Rückmeldungsarten in absteigender Reihenfolge der experimentell ermittelten Güte geordnet (Frequenzganguntersuchung).

Da sich aus diesem Ergebnis allein noch kein klarer Schluß ziehen läßt, wurden in weitergehender Vereinfachung den Werten in Tab.6 Rangziffern (= Platznummern) zugewiesen, die in Tabelle 8 ebenfalls gemittelt wurden:

Parameter	I	opt	I	FMq	I	AMq	I	FMqd	I	AMqd	I
a_a/a_e		0		4		3		2		1	
Phi		0		2		1		3		4	
Abw		0		1		3		2		4	
Anz		0		2		4		2		1	
Mittel $\pm \bar{\sigma}$		0		2,3 $\pm$ 0,6		3,5 $\pm$ 0,5		2,8 $\pm$ 0,4		3,0 $\pm$ 0,9	
Mittlerer Rang		1		2		5		3		4	

Tab.8 : Ermittlung des mittleren Ranges aus den Bezugsfaktoren der Tab.6, denen die obigen Rangziffern (= Platznummern) zugeordnet worden sind.

Damit kann nur AMqd eindeutig ausgeschieden werden, das einmal die Position 5 (Tab.6 Rang der Mittel der Bewertungsfaktoren) und einmal die Position 4 (Tab.8 Mittlerer Rang) einnimmt. Auffallend ist die schlechte Platzierung von AMq in Tab.8 als letzter Wert im Gegensatz zu Tab.6, wo AMq an dritter Position steht. Aus diesem Grund wurden

die Ergebnisse der Auswertung der Sprungfunktion und des Frequenzganges in der folgenden Übersicht noch einmal zusammengefaßt:

		I	opt	I	FMq	I	AMq	I
Nach-	Rang der Mittel		0		1		2	aus Tab.6
föh-								
rung	Mittlerer Rang		0		1		4	aus Tab.8
Sprung-	Rang der Mittel		0		2		1	aus Tab.1
funk-								
tion	Mittlerer Rang		0		2		1	aus Tab.3
Mittel	$\pm \bar{6}$		0		1,5 $\pm$ 0,3		2,0 $\pm$ 0,7	

Tab.9 : Zusammenfassung der Ergebnisse aus den Tabellen 1,3,6 und 8 für die Rückmeldungsarten opt, FMq und AMq.

Ein Blick auf Tab.9 zeigt, daß das Ergebnis für AMq aus Tab.8 keinen Anlaß zur Disqualifizierung dieser Rückmeldungsart gibt, da sie offensichtlich ganz besonders bei sprungförmigen Signaländerungen geeignet ist, diese zu kodieren, während bei stetiger Änderung des Vorgabesignals FMq bessere Resultate beim Regelungsvorgang erwarten läßt.

Ein weiterer Vergleich zwischen den eliminierten Rückmeldungsarten FMqd, AMqd (nur bei Nachführbewegungen eingesetzt) mit FMl,

AMl (nur bei Ermittlung der Übergangsfunktion verwendet) ist in der folgenden Tab.10 angesetzt:

	I	FMqd	I	FMI	I	AMqd	I	AMl	I
Rang der Mittel		4		4		5		5	
Mittlerer Rang		3		4		4		5	
Mittel		3,5		4		4,5		5	

Tab.10 : Vergleich der vier eliminierten Rückmeldungsarten FMqd, AMqd, FMI und AMl auf der Basis der in Kapitel 3.0 eingeführten Bewertungsfaktoren.

Festzuhalten ist somit, daß auch hier die Frequenzmodulation wie in Tab.9 als die insgesamt geeignetere Rückmeldungsart aus dem experimentellen Vergleich hervorgeht, trotz unterschiedlicher Aufgabenstellung. Weiter zeigt die jeweils bessere Position der quadratisch-diskreten Kennlinie (FMqd vor FMI, AMqd vor AMl) mit Rückmeldung erst nach Überschreitung einer vorgegebenen Fehlerbreite durch die Soll-Ist-Differenz, daß diese diskrete Form der Rückkoppelung wenn auch nicht die vermutete Verbesserung gegenüber FMq, AMq erbrachte, so doch keine Verschlechterung gegenüber FMI und AMl mit linearer Kennlinie. Eine weitere Verbesserung ließe sich vielleicht durch eine

Verringerung der vorgegebenen Fehlerbreite erreichen, die hier mit

12,5% des Vorgabesignalbereiches sehr weit gewählt worden war.

Die Fehlerbreite sollte dann in der Größenordnung des Schwankungs-

bereiches des EMG- Signals bei Einhaltung einer konstanten Auslenkung

liegen.

3.11 Diskussion des Frequenzgangverhaltens bei unterschiedlicher Rückkoppelungsart

Zur übersichtlicheren Darstellung der experimentell gewonnenen Daten wurden in Abb.23 die Ortskurven für die Frequenzgänge der fünf Versuchsanordnungen gezeichnet. Außer der Phasenlage und dem Amplitudenverhältnis ging auch der Parameter Anz (Prozentzahl der korrekt geregelten Schwingungen pro Einzelversuch; s. Erläuterung zu Abb.9a) in die Ortskurven mit ein; durch Multiplikation des ursprünglich errechneten Amplitudenverhältnisses mit dieser Prozentzahl erhält man ein korrigiertes Amplitudenverhältnis, das ein besseres Maß für die Genauigkeit der Regelung ergibt. Es sollte damit auch den teilweise fehlenden Regelungsvorgängen (vor allem bei den Frequenzen 0,8Hz und 1Hz) Rechnung getragen werden. Um den Vergleich zwischen den unterschiedlichen Versuchsbedingungen zu erleichtern, wurden in Abb.24 die Punkte gleicher Kreisfrequenz unter Beachtung der Bewertungsreihenfolge gemäß Tab.6 miteinander verbunden. Eine weitere Vereinfachung ist die daraus hervorgegangene vektorielle Darstellungsweise der Abb.25, die aus der Verbindung der Punkte mit der jeweils besten (= optisch) mit der zu dieser Frequenz gehörenden schlechtesten (= AML) Bewertung entstand; die für jede Kreisfrequenz verbleibenden drei Werte wurden auf den so entstandenen Vektor derart projiziert, daß der Schnittpunkt der Geraden durch den Koordinatenursprung und dem jeweiligen Wert mit dem genannten Vektor be-

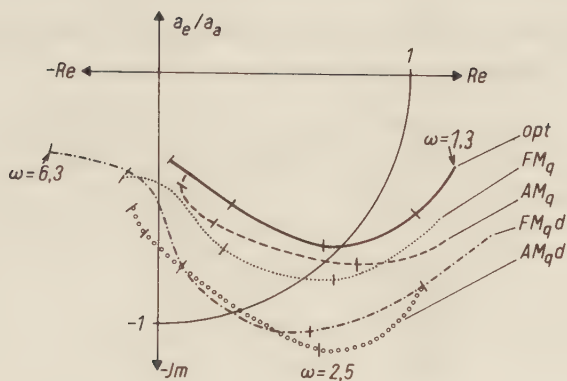


Abb.23 : Ortskurven für die fünf experimentell untersuchten Rückmel-
dungsarten für $\omega = 1,3\text{s}^{-1}$ bis $\omega = 6,3\text{s}^{-1}$.

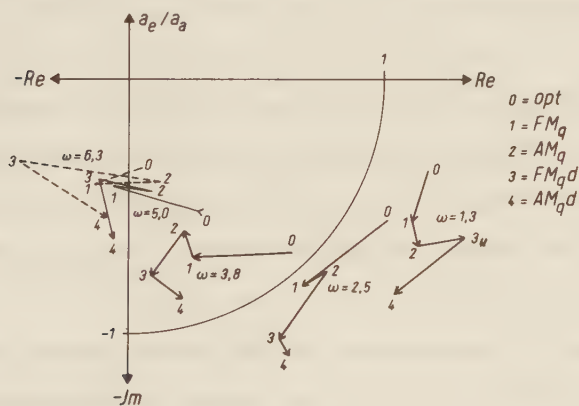


Abb.24 : Verbindung der Punkte gleicher Kreisfrequenz aus Abb.23.

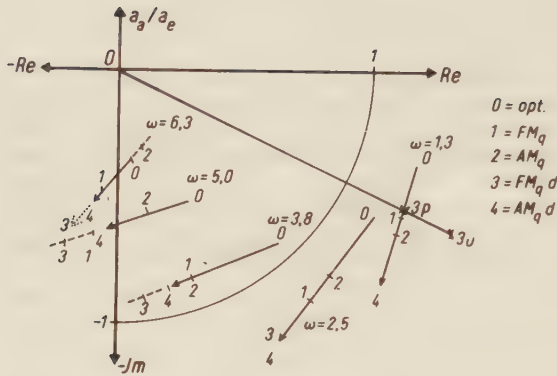


Abb.25 : Darstellung des "Gütegradienten" aus der Verbindung des Punktes mit dem besten Ergebnis (opt) mit dem des schlechtesten Ergebnisses (AMI) für die verschiedenen Kreisfrequenzen.

stimmt wurde (vgl. Abb.25: Übergang vom ursprünglichen Punkt 3u in Abb.24 in dessen Projektion 3p im rechten Teil der Abb.25). Diese Abbildungsmethode stellt besonders die zunehmende Phasenverschiebung mit steigender Frequenz und ungünstigerer Rückmeldungsart deutlich heraus.

Die ein ähnliches Verhalten zeigenden Beträge der Soll-Ist-Abweichungen sind für die fünf Rückkoppelungsarten in Abb.26 in Abhängigkeit von der Vorgabefrequenz aufgetragen. Dabei markiert die Waagrechte beim Abszissenwert 128 das Ergebnis, das man erhalten würde, wenn die Vp während eines ganzen Versuchs keinerlei EMG-Aktivität

entwickeln würde – was also gewissermaßen das Pessimum darstellt. Die mit der Frequenz linear ansteigende Regelabweichung

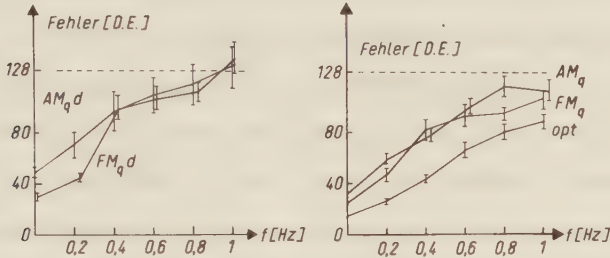


Abb.26 : Abhängigkeit der Beträge der Soll-Ist-Abweichungen von Frequenz- und Rückmeldungsart (Mittelwerte $\pm \bar{\sigma}$).

liegt für die optische Anzeige im gesamten Frequenzbereich deutlich unter der der akustischen Rückmeldungsarten. Die Frequenzmodulation schneidet als FM_q und FM_{qd} etwas besser ab als AM_q und AM_{qd} , was zum einen in dem kleineren Fehler bei 0 Hz (= statische Linie), 0,2 Hz und 0,8 Hz und in der geringeren Streuung der Mittelwerte für FM_{qd} gegenüber AM_{qd} seinen Ausdruck findet.

Ein abschließender Vergleich der Rückführungen optisch, FM_q und AM_q , die sowohl hinsichtlich des Sprungantwort- als auch des Frequenzgangverhaltens untersucht worden waren, ist mit der Zusammenfassung dieser Ergebnisse in Tab.9 S.69 wiedergegeben, die insgesamt einen geringen Vorteil von FM_q gegenüber AM_q erkennen läßt, der seinen Ursprung in der eindeutig besseren Eignung von FM bei stetiger Änderung der Regelgröße hat. Somit kommt die Frequenzmodulation

der natürlichen Anlage des Ohres als Analysator von Frequenzmustern mehr entgegen. In Tab.10 auf S. 70 wird dieses Ergebnis hinsichtlich des besseren Abschneidens von FM gegenüber AM gleichfalls für die ausgeschiedenen Rückmeldungsarten mit linearer und quadratischer diskreter Kennlinie bestätigt.

Die jedoch auffallend bessere Eignung von AMq im Verhältnis zu FMq bei sprungförmiger Änderung der Führungsgröße legt die Annahme nahe, daß hier die zunehmende Adaption des menschlichen Ohres auf den gleichbleibenden Referenzton (= Vertäubung) mit die Ursache für das schlechtere Abschneiden von AM bei der Frequenzgangsuntersuchung ist.

Die in der wenigen Literatur mitgeteilten Ergebnisse für akustische Rückmeldungseinrichtungen (/49/, /93/, /166/) können nur mit Vorbehalt zum Vergleich herangezogen werden, da unterschiedliche Versuchsanordnungen verwendet wurden oder nur eine technische Beschreibung einer akustischen Druckanzeige wie in /59/ erfolgt. In /93/ und /166/ wird ein Steuerknüppel zur Erzeugung der Stellgröße benutzt und optische mit kombinierter optisch-akustischer Anzeige verglichen. Beide Autoren erzielten mit der kombinierten Form die besseren Resultate. In /93/ wird zudem erwähnt, daß die verwendete Kombination von AM und FM sich in Vorversuchen den Einzelanordnungen als überlegen erweisen hätte. Vinje et. al berichten bei einem Vergleich von FM und optischer Anzeige über bessere Ergebnisse bei visueller Kontrolle der Regelgröße; sie weisen jedoch da-

rauf hin, daß bei gleichem Informationsgehalt des akustischen Signals über die Regelabweichung diese Form der Rückmeldung dieselben Resultate wie eine optische Kontrolle liefern muß.

Hirsch et al. (/49/) benutzen zwar ebenfalls das EMG zur direkten Beeinflußung der Regelstrecke, aber die akustische FM-Anzeige dient hier mit als Führungsgröße ohne Rückführung der Regelabweichung. Bei alleiniger akustischer Anzeige sprechen hier die Vps schneller auf Änderungen der Führungsgröße an, zeigen dann jedoch ein überschießendes Regelverhalten, was bei zusätzlicher optischer Kontrolle nicht mehr auftritt.

" Die Physik beschreibt nicht die Natur.

Die Physik beschreibt das Gesetzmäßige

zwischen den Ereignissen und nichts anderes "

Eugene Wigner 1902 ^x

4. Vergleichende Untersuchung unterschiedlicher Weg-Widerstands-
charakteristiken von drei Prothesenmodellen

4.0 Simulationstechnik

4.01 Modellaufbau und dessen Programmierung

In diesem Kapitel werden die bereits in einem früheren Arbeits-
bericht (Spreng und Lederer /152/) angekündigten Untersuchungen des
Regelverhaltens des Menschen bei myoelektrischer Koppelung mit einem
vom Digitalrechner zu simulierenden, mit Feder-, Dämpfung- und Mas-
sensträgheitskraft behafteten Prothesenteil beschrieben. Es wird ange-
strebt, dieses nichtlineare, vielparametrische Regelverhalten in tech-
nischen Begriffen zu formulieren, was besonders für das Gebiet der
Anthropotechnik von großem Interesse ist, da hier der Mensch als Bin-
deglied zwischen technischen Geräten fungiert (z.B. Flug- und Raum-
fahrt, Bedienung sonstiger Arbeitsmaschinen) und zur möglichst feh-
lerfreien Bedienung optimale Anzeige- und Stellgliederkonfigurationen
gefordert werden (/21/, /79/, /90/, /100/, /169/). Im vorliegenden
Fall wird ebenfalls nach einer möglichst günstigen Auslegung der Eigen-

^x aus /27/

schaften des Steuerelements durch den Vergleich der experimentellen Resultate mit drei verschiedenen Modellen gesucht, der auf der Basis der unter 3.2 genannten Kriterien (Ortskurven, Betrag der Soll-Ist-Abweichung) erfolgt.

Die dazu erstellten Simulations- und Auswerteprogramme sollen letztlich mit entsprechenden Erweiterungen zu einem Trainingssystem zusammengefasst werden, das dem möglichen Prothesenträger erlauben soll, zuerst ohne Belastung mit dem prothetischen Apparat die kontrollierte Erzeugung von myoelektrischen Potentialen bestimmter Muskeln oder isolierter Muskelanteile hinsichtlich der anatomischen Lokalisation und Größe der Spannungswerte zu erlernen. In erster Linie ist die geschilderte Meß- und Versuchseinrichtung jedoch für die Auswertung neuer Methoden der Signalgewinnung (Training chirurgisch getrennter Muskeleinheiten, "Nervenstecker", s. Spreng /144/) zur Erprobung unterschiedlicher Rückkoppelungsarten (taktil, elektrische Reizung, akustisch) interessierender Regelgrößen (Druck, Kraft, Gelenkstellung etc.) konzipiert worden.

Die on-line Simulation im hier untersuchten Fall hat die Aufgabe, das mathematische Modell $F(T_{i=1, \dots, x})$ eines mit Masse, Dämpfung und Federkonstante behafteten Prothesensystems mit der von einer V_p erzeugten EMG-Größe $a_s(T_n)$ zu verknüpfen. Die dabei verwendete Methode der digitalen Simulation wurde in der einschlägigen Literatur noch nicht beschrieben (/36/, /52/, /58/, /64/, /133/).

Mit Hilfe von Focalprogrammen (Altendorf /2/; Anhang 6.0)

wurde die Sprungantwort $F(T_i)$ des jeweiligen Modells auf einen Einheitssprung $e(t)$ nach Vorgabe der drei genannten Parameter berechnet. Nach Vorschlägen von Spreng /149/ werden dann entsprechend dem Abtastintervall bei der AD-Wandlung des EMGs die Faktoren $F(T_i)$ der Einheitssprungantwort des Modells in Abständen von $T_{i+1} - T_i = 25\text{ms}$ ermittelt und in Prozent der Zielamplitude angegeben. Die Anzahl x der Faktoren $F(T_i)$ ist dabei so gewählt, daß - bei asymptotischem Verlauf der Übergangsfunktion - $F(T_x)$ mindestens 95% der Sprungamplitude erreicht, wie es in Abb.27 für die Kurven P3 und P2 der Fall ist. Bei Übergangsfunktionen zweiter und höherer Ordnung muß wegen der im

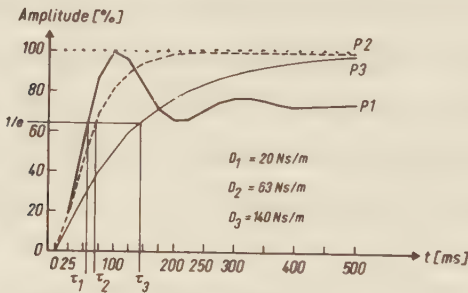


Abb.27 : Übergangsfunktionen der Modelle P1 ($D = 20 \text{ Ns/m}$), P2 ($D = 63 \text{ Ns/m}$) und P3 ($D = 140 \text{ Ns/m}$) wie sie sich aus der Berechnung der Antwort auf den Einheitssprung $e(t) = 100\%$ mit den zitierten Programmen /2/ ergeben.

Assemblerprogramm verwendeten Multiplikationsart "fraction", die nur Zahlen kleiner 1 verarbeitet, die maximale Überschwingweite der Sprungantwort gleich 1 gesetzt und die übrigen $F(T_i)$ auf diesen Wert hin normiert werden (s. dazu Kurve P1 in Abb.27).

Die so errechnete Zeitreihe $F(T_i), \dots, F(T_x)$ wird in der Interruptroutine PROTHSR des Hauptprogramms PROTH2 (detaillierte Beschreibung in Lederer /84/) als oktale Zahlenfolge an definierter Stelle als fester Programmbestandteil übernommen (Anhang 6.1 Programmzeilen 1635 bis 1720). Im Versuchsablauf werden dann diese Faktoren $F(T_i)$ in der in Abb.28a bis d skizzierten zeitlichen Abfolge mit den mit der gleichen Frequenz von 40Hz abgetasteten EMG-Werten multiplikativ verknüpft. Die Abtastfrequenz von 40Hz erlaubt dabei aufgrund der Programmstruktur Modelle mit einer Höchstzahl von bis zu 50 Bewertungsfaktoren zu simulieren, entsprechend einer verwertbaren Übergangsfunktionsdauer des Modells von $50 \times 25\text{ms} = 1,25\text{s}$.

Im folgenden sind die Abkürzungen erläutert, die für die nachstehend durchgeführte Herleitung der für die Simulation verwendeten Formel gebraucht wurden:

a_{pn} : Auslenkung des vom EMG gesteuerten Prothesenmodells
zum Versuchszeitpunkt T_n (= Regelgröße)

a_{sn} : Betrag des EMG-Wertes zum Versuchszeitpunkt T_n

Definition : $\Delta a_{sn} := (a_{sn} - a_{sn-1})$

n : Zeitparameter des Versuchsablaufes

$F(T_i)_{i=1, \dots, x}$: Das Prothesenmodell repräsentierender Bewertungsfaktor zum Zeitpunkt T_i der Einheitssprungantwort des Modells (Der Zeitparameter i der Sprungantwort des Modells ist nicht mit dem Zeitparameter n des Versuchsablaufes zu verwechseln).

x : Maximale Anzahl der Bewertungsfaktoren $F(T_i)$: abhängig zum einen vom Modell, zum anderen von der Abtastfrequenz zu wählen.

Vereinfachende Annahmen zur Berechnung der a_{pn} :

$$1. F(T_{x+1}) = F(T_x)$$

$$2. F(T_x) = 100\%, \text{ daraus folgt:}$$

$$a_{sn} \times F(T_{x+1}) + \Delta a_{s_{n+1}} \times F(T_x) = (a_{sn} + \Delta a_{s_{n+1}}) \times F(T_x) = a_{s_{n+1}} \times F(T_x) \text{ mit obiger Definition}$$

Die gemachten Annahmen sind nur gerechtfertigt, wenn

a) das Abtastintervall $T_{x+1} - T_x$ hinreichend klein ist, damit für die Auslenkung der Übergangsfunktion gilt:

$$F(T_{x+1}) = F(T_x) \quad \text{und/oder}$$

b) x hinreichend groß gewählt wird, um die Sprungantwort möglichst exakt wiederzugeben.

Eine Veranschaulichung der Problemstellung und ihrer Lösung geben die nachfolgenden Abbildungen 27a bis d. In Abb. 27a sind vier abgetastete EMG-Werte und die zugehörigen Differenzen Δa_{si} skizziert,

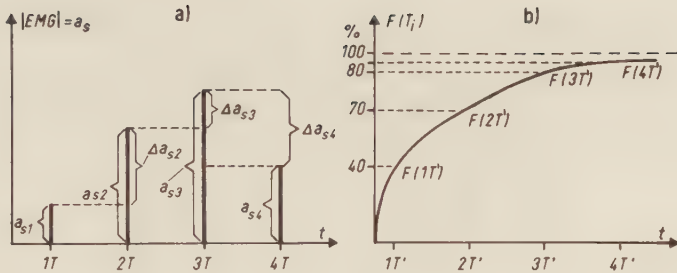


Abb. 27a und b : Darstellung von vier zu verarbeitenden EMG-Werten a_{si} und deren Differenzen Δa_{si} in a). Sprungantwort eines einfachen Prothesenmodells $Pø$ mit vier Bewertungsfaktoren $F(1T') - F(4T')$ nach Eingabe des Einheitssprungs,

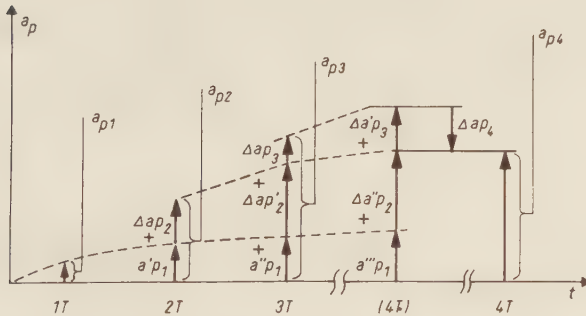


Abb. 27c : Berechnung der Auslenkungen a_{pi} des Modells $Pø$ (charakterisiert durch die Übergangsfunktion der Abb. 28) durch die EMG-Werte a_{si} und Δa_{si} der Abb. 28, die entsprechend der Einheitsübergangsfunktion aus 28b auf ihre Endwerte anwachsen (gestrichelte Kurven). Der Wert a_{p4} ist in 2 Schritten erläutert.

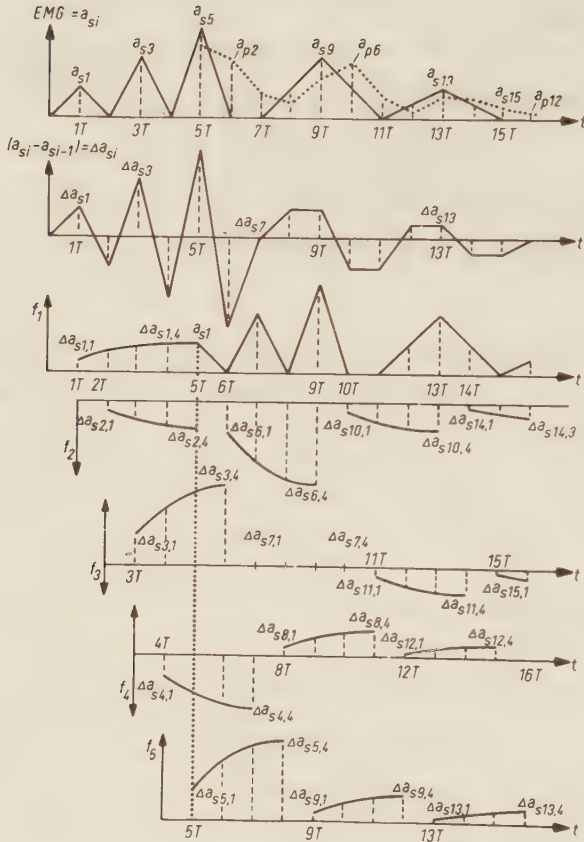


Abb.27d : Demonstration der Simulation anhand des einfachen Modells $P\phi$ unter dem Einfluß von 15 EMG-Werten

$a_{s1}, \dots, a_{s15}$ (oberste Zeile, ausgezogene Kurve). Dabei ergeben sich die Auslenkungen a_{pi} des simulierten Modells (oberste Zeile, punktierte Kurve) aus der Summe der Einzelauslenkungen f_1 bis f_5 zum gleichen Zeitpunkt T_i in der

3. bis 7. Zeile. In der 2. Zeile sind die Differenzen Δa_{s1} der aufeinanderfolgenden EMG-Werte a_{s1} der 1. Zeile aufgetragen, die dann entsprechend den 4 Bewertungsfaktoren des Modells $P\emptyset$ in den folgenden Zeilen f_2 bis f_5 in jeweils 4 Schritten ihren Endwert erreichen. In der 3. Zeile f_1 ist jeweils der Wert $a_{s_{n-4+1}} \times F(T_1')$ aufgetragen, ausgehend von der Annahme $F(T_1') = 1$.

die für die Berechnung der a_{pi} in Abb.27c benötigt werden. Abb.27b zeigt die Übergangsfunktion eines hypothetischen Modells $P\emptyset$ als Antwort auf den Einheitssprung $e(t)$, das nach drei Abtastintervallen bei $F(T_4')$ bereits 90% der Zielamplitude erreicht hat.

In Abb.27c wird schließlich das Zustandekommen der Auslenkung des Modells $P\emptyset$ als Produkt aus den EMG-Werten von Abb.27a und der Bewertungsfaktoren $F(T_1')$ aus Abb.27b für 4 Werte dargestellt. Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurden für Abb.27c folgende Abkürzungen definiert:

$$a_{p1} = a_{s1} \times F(T_1')$$

$$a'_{p1} = a_{s1} \times F(T_2'); \quad \Delta a_{p2} = \Delta a_{s2} \times F(T_1');$$

$$a''_{p1} = a_{s1} \times F(T_3'); \quad \Delta a'_{p2} = \Delta a_{s2} \times F(T_2'); \quad \Delta a_{p3} = \Delta a_{s3} \times F(T_1');$$

usw.

In Abb.27d ist schließlich der Einfluß eines EMG (mit 15 abgetasteten Potentialwerten) auf dieses einfache Modell $P\emptyset$ konstruiert worden. Um den Einfluß des Modells auf die einzelnen EMG-Werte hervorzuheben, wurden die einzelnen Summanden auf eigenen Zeitachsen um je

1 Wert versetzt untereinander abgebildet. Die Kurve a_{pi} der Auslenkung des Modells durch die EMG-Werte a_{si} entsteht also aus der Summe: $\sum_{i=1}^5 f_i$ beginnend vom Zeitpunkt T_5 an, da sich hier erstmals alle Bewertungsfaktoren des Modells $P\emptyset$ von $F(T_1^I)$ bis $F(T_4^I)$ auf das EMG auswirken (punktierte Senkrechte über $5T$).

Auf der folgenden Seite wird die zur digitalen Simulation verwendete Formel ausgehend von der Berechnung eines Beispiels für vier Bewertungsfaktoren abgeleitet. Abb.27d demonstriert also diese Formel für $x=5$. Außerdem gelangt in dieser Skizze die vereinfachende Annahme, daß bei genügend großer Zahl von Bewertungsfaktoren infolge des asymptotischen Verlaufes diese ab dem x -ten Wert alle gleich sind, mit

$a_{s_{n-x+1}} \times F(T_x^I) = a_{s_{n-x+1}}$ zur Anwendung; bei der Simulation während des Versuchs im Programm PROTHSR wird $a_{s_{n-x+1}} \times F(T_x^I)$ jedoch auch für nur gering von 1 verschiedene Werte von $F(T_x^I)$ berechnet.

Ableitung der zur Simulation verwendeten Formel:

$$a_{p1} = a_{s1} \times F(T_1)$$

$$a_{p2} = " \times F(T_2) + \Delta a_{s2} \times F(T_1)$$

$$a_{p3} = " \times F(T_3) + " \times F(T_2) + \Delta a_{s3} \times F(T_1)$$

$$a_{p4} = " \times F(T_4) + " \times F(T_3) + " \times F(T_2) + \Delta a_{s4} \times F(T_1)$$

$$a_{p5} = \underbrace{a_{s1} \times F(T_5) + \Delta a_{s2} \times F(T_4) + \Delta a_{s3} \times F(T_3) + \Delta a_{s4} \times F(T_2) + \Delta a_{s5} \times F(T_1)}_{(a_{s1} + \Delta a_{s2}) \times F(T_4) + " : (1)}$$

$$" = \underbrace{a_{s2} \times F(T_4) + "}_{a_{s3} \times F(T_4) + " : (2)}$$

$$a_{p6} = \underbrace{a_{s2} \times F(T_5) + \Delta a_{s3} \times F(T_4) + \Delta a_{s4} \times F(T_3) + \Delta a_{s5} \times F(T_2) + \Delta a_{s6} \times F(T_1)}_{a_{s3} \times F(T_4) + "}$$

$$a_{p7} = a_{s4} \times F(T_4) + \Delta a_{s5} \times F(T_3) + \Delta a_{s6} \times F(T_2) + \Delta a_{s7} \times F(T_1)$$

$$a_{p8} = a_{s5} \times F(T_4) + \Delta a_{s6} \times F(T_3) + \Delta a_{s7} \times F(T_2) + \Delta a_{s8} \times F(T_1)$$

$$a_{p9} = a_{s6} \times F(T_4) + \Delta a_{s7} \times F(T_3) + \Delta a_{s8} \times F(T_2) + \Delta a_{s9} \times F(T_1)$$

.

.

.

$$a_{pn} = a_{s_{n-4+1}} \times F(T_4) + \sum_{i=1}^{4-1} \Delta a_{s_{n-i+1}} \times F(T_i)$$

Für beliebiges x gilt somit:

$$a_{pn} = a_{s_{n-x+1}} \times F(T_x) + \sum_{i=1}^{x-1} \Delta a_{s_{n-x+1}} \times F(T_i)$$

(1) wegen Annahme 1. von S. 82; (2) nach Definition von S. 81

4.02 Simulationsbeispiele

In den folgenden Abbildungen, die vom Rechnerbildschirm abfotografiert wurden, sind die Reaktionen von fünf verschiedenen Parameterkonfigurationen des Prothesenmodells auf rechteck- und sinusförmige Eingangssignale wiedergegeben. Die Rechteckimpulse weisen dabei eine Dauer von 3s auf. Der Sinus hingegen wurde im Bereich von 0,2 Hz bis 10Hz linear steigend und fallend moduliert, um das Frequenzverhalten der unterschiedlichen Konfigurationen probeweise über einen größeren Bereich als den von 0,2Hz bis 1,8Hz der Führungsgröße im nachfolgend beschriebenen Versuch zu erfassen. In den Abb.28a bis 30b werden die Ergebnisse für die Modelle P1, P2 und P3 gezeigt, die mit Ansteuerung durch das EMG von je 10 Vps im online Versuch in Abschnitt 4.2 noch experimentell untersucht wurden. In den Teilbildern a) ist dabei jeweils das Verhalten des Modells bei Beaufschlagung mit der frequenzmodulierten Sinusschwingung a_e aufgezeigt. Die vollständig ausgezogenen Kurven geben dabei die Phasenlage und Ausgangsamplitude a_a der verschiedenen Modelle wieder, wohingegen die sinusförmige Eingangsgröße als nur unvollständig nachgezogene Kurve abgebildet ist. In den Teilbildern b) sind die vorgegebenen Rechteckimpulse als waagerechte Linien zusammen mit der resultierenden Übergangsfunktion des jeweils gleichen Modells wie in a) registriert.

Der Frequenzgang von P1 ($K= 1000\text{N/m}$; $D= 20\text{Ns/m}$; $M= 1\text{kg}$) zeigt

im hohen Frequenzbereich bei 10Hz (Mitte von Abb.32a) eine Resonanzüberhöhung von etwa 25%; da wegen der in 4.01 erklärten Einschränkung der Multiplikation und der damit notwendigen Reduzierung der Ausgangsgröße a_a (Auslenkung) um den Faktor a_e/a_a (der hier außerhalb des Resonanzgebietes bei 0,2Hz zu ca. 3/2 abgeschätzt werden kann) auf dem Bild zu klein dargestellt wird, muß a_a insgesamt um

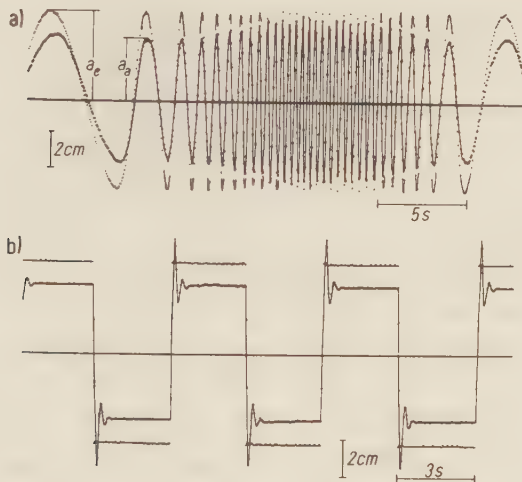


Abb.28a : Verhalten des Modells P1 ($K= 1000\text{N/m}$; $D= 20\text{Ns/m}$; $M= 1\text{kg}$) bei Beaufschlagung mit einer sinusförmigen, frequenzmodulierten Eingangsgröße (dünne, unvollständig nachgezogene Kurve) getestet von 0,2Hz (li. und re. Rand) bis 10Hz. (Mitte) mit geringgradigem Resonanzverhalten bei 10Hz.

28b : Übergangsfunktion desselben Modells bei Eingabe von Rechtecksimpulsen von 3s Dauer mit deutlichem Überspringen.

diesen Faktor in der Vertikalen vergrößert gedacht werden. Dasselbe überschwingende Verhalten zeigt die dazugehörige Sprungantwort in Abb.28b. Die genannte Einschränkung entfällt bei einer Übergangsfunktion erster Ordnung, wie sie P2 und P3 aufweisen. Bei P2 ($K=1000\text{N/m}$; $D=63\text{Ns/m}$; $M=1\text{kg}$) tritt bei etwas größerer Dämpfung bei 10Hz (Mitte von Abb.29a) bereits eine Verringerung der Amplitude um ca. 25% ein, während die wesentlich erhöhte Konstante D des Modells P3

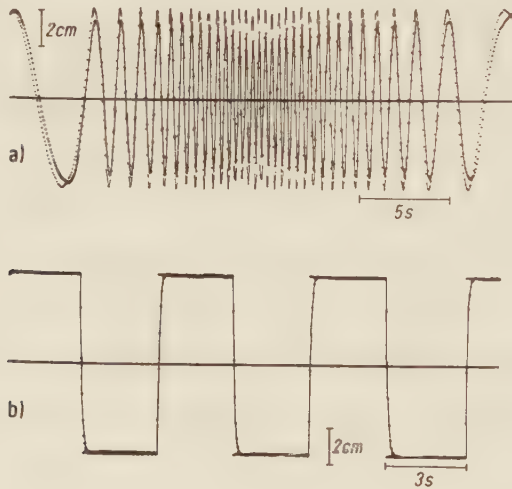


Abb.29a,b : Ausschnitt aus dem Frequenzgangverhalten des Modells P2 (3-fache Dämpfung von P1) im Bereich 0,2Hz - 10Hz in Teil a) mit geringer Dämpfung im Bereich von 10Hz (oben Mitte).

In Teil b) entsprechende Übergangsfunktion mit nahezu idealer Abbildung der Führungsgröße.

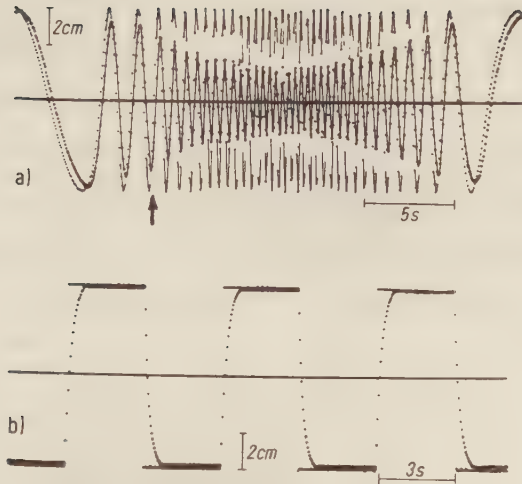


Abb.30a,b : Modell P3 (7-fache Dämpfung von P1) mit deutlicher Verringerung der Amplitude bereits bei 1Hz (Pfeil), die bei 10Hz bis auf ca.40% der Eingangsgröße abnimmt (Mitte). In der unteren Bildhälfte zeigt die Sprungantwort des gleichen Modells ein asymptotisches Übergangsverhalten.

($K = 1000\text{N/m}$; $D = 140\text{Ns/m}$; $M = 1\text{kg}$) im Frequenzgangverlauf einen Anstieg der Dämpfung von 0% bei 0,2Hz (linker und rechter Rand von Abb.30a) auf 60% bei 10Hz (Mitte von Abb.30a) erkennen läßt. Noch deutlicher ist das Überschwing- und Dämpfungsverhalten der Modelle P1 bis P3 aus den Resultaten der Übergangsfunktionen in den Abb. 28b, 29b und 30b erkennbar.

Die Ergebnisse mit P4 ($K = 1000\text{N/m}$; $D = 140\text{Ns/m}$; $M = 0,5\text{kg}$) und P5 ($K = 500\text{N/m}$; $D = 13,5\text{Ns/m}$; $M = 2\text{kg}$) entstanden nach stärkerer Variation der Parameter, um deren Einfluß auf Übergangsfunktion und

Frequenzgang noch besser hervortreten zu lassen. So wird bei Modell P4 durch den hohen Wert von D und die halbe Masse von P3 eine langsam asymptotisch verlaufende Sprungantwort erzielt (vgl. Abb.31a,b). Große Masse und schwache Dämpfung erzeugen bei P5 dagegen ein stark schwingendes System (Abb.32a,b). Aufgrund des späten Erreichens der Zielamplitude bei P4 und P5 mußte hier die Anzahl x der abzutastenden Werte der Einheitssprungantwort auf 40 erhöht

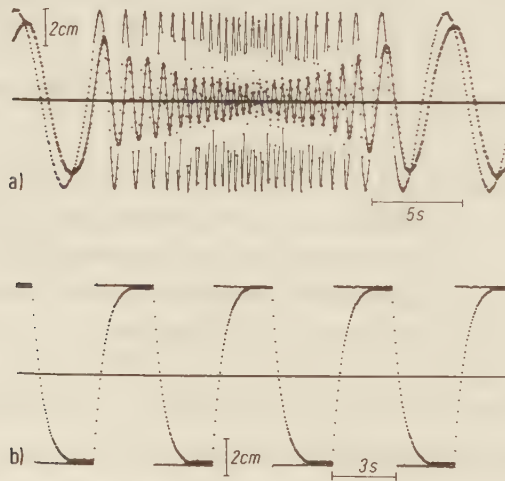


Abb.31a,b : Modell P4 mit der halben Masse von P3 ($M=0,5\text{kg}$) und gleicher, hoher Dämpfung ($D=140\text{Ns/m}$) zeigt eine noch ausgeprägtere Reduktion der Amplitude in a), sowie eine sehr langsame Annäherung an die vorgegebene Sprungfunktion in b).

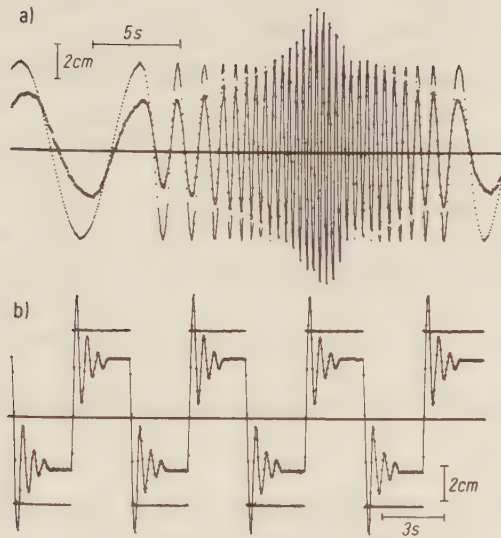


Abb.32a,b : Frequenzgang (0,2Hz – 10Hz) und Übergangsfunktion von Modell P5 mit geringer Dämpfung (14Ns/m) und großer Masse (2kg).

werden, da mit 20 Werten wie bei P1 bis P3 der exakte Verlauf nur unvollständig wiedergegeben worden wäre.

Im Anhang 6.0 sind die zu P1 bis P3 gehörenden Funktionswerte der Einheitssprungantworten für $\Delta T = 25\text{ms}$ tabelliert, wie sie mit dem Focalprogramm erhalten werden. Außerdem wurde unter 6.1 das die Simulation ausführende Unterprogramm PROTHSR angefügt, mit welchem die Abb.28a bis 32b erzeugt wurden und auf dem nachstehend beschriebene Experimente basieren.

Modell Nr.	I Feder- kon- stante K (N/m)	I Däm- pfungs- konst. D (Ns/m)	I Masse M (kg)	I Tot- zeit (ms)	I Abtast- zeit- raum (ms)
P1	1000	20	1	0	500
P2	1000	63	1	0	500
P3	1000	140	1	0	500
P4	500	140	0,5	0	1000
P5	1000	14	2	0	1000

Tab.11 : Parameterkonstellationen der Modelle P1 bis P5, deren Frequenzgang- und Sprungantwortverhalten auf sinus- bzw. rechteckförmige Eingangsgrößen hin in den Abb.28a bis 32b wiedergegeben ist.

"... most of the harm computers can... entrain
is much more a function of properties
people attribute to computers..."

J. Weizenbaum 1972 ^x

4.1 Verhalten von zehn Versuchspersonen bei Prothesenmodellen mit drei unterschiedlichen Weg-Widerstandscharakteristiken im on-line Versuch bei Nachführung

Der Versuchsaufbau entsprach bis auf die folgend aufgeführten Änderungen dem in Kapitel 3, der für die optische Rückkoppelung verwendet wurde. Neu eingeführt wurde die Aufgabenstellung als Nachführregelung anstelle der Kompensationsregelung, die jetzt bi- anstatt wie bisher monomuskulär erfolgte, wobei die Summe aus den beiden EMG-Größen gebildet wurde. Das EMG der rechten Hand (m. interosseus dors.I) wurde als positive Steuergröße mit plus bewertet, entsprechend einer Aufwärtsbewegung der Lichtmarke, und das EMG der linken Hand (m. interosseus dors.I) als negative Steuergröße mit minus, was einer Auslenkung der Linie auf dem Bildschirm nach unten entsprach. Die Rückwirkungskräfte waren richtungsabhängig und wirkten für Aufwärts- und Abwärtsbewegungen jeweils in Richtung Sichtschirmmitte, die als Nullpunkt festgelegt war. Ohne jegliche EMG-Aktivität (oder bei gleich-

^x aus /174/

zeitiger, gleichstarker Innervation von links und rechts) lag also die Linie ML genau in Bildschirmmitte, um bei Aktivierung dann entsprechend der Summe der vorzeichenbehafteten EMG-Kanäle nach oben (Übergewicht der Aktivität der rechten Hand) oder unten (Übergewicht entsprechend links) mit einer Amplitude von 7cm ausgelenkt zu werden.

Diese weg- und zeitabhängigen Rückwirkungskräfte ermöglichten die Untersuchung eines größeren Frequenzbereiches von 0,15Hz bis 1,8Hz mit den Zwischenschritten 0,55Hz und 1,0Hz. Bei der Auswertung wurde analog zu Abschnitt 3.1 - 3.11 verfahren. Die aus dem aufgenommenen Amplituden- und Phasenverhalten resultierenden Ortskurven für die drei Parameterkonstellationen sind in Abb.33a wiedergegeben. In Abb.33b wurde ähnlich wie in Abb.23-25 versucht, über die

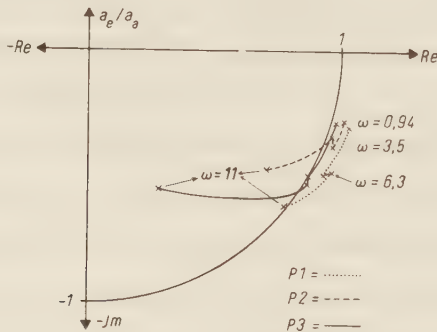


Abb.33a : Experimentell bestimmte mittlere Ortskurven (10 Vps gemittelt) im myoelektrisch gekoppelten System Mensch-rechensimuliertes Prothesenmodell für einfache Nachführbewegungen.

vektorielle Darstellungsweise eine Aussage über die optimale Parameterkonstellation zu erhalten. Es wurden dazu die drei Modelle P1, P2 und P3 aus Tab.11 ausgewählt, die sich nur hinsichtlich des Dämpfungsgrades bei gleichbleibender Federkonstante $K = 1000 \text{ N/m}$ und Masse $= 1 \text{ kg}$ unterscheiden.

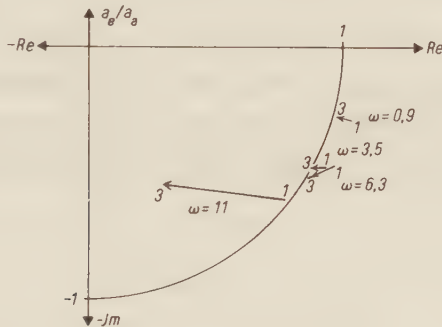


Abb.33b : Vektorielle Darstellung zum Gütevergleich der Modelle P1 P3 nach Verbindung der Punkte gleicher Kreisfrequenz aus Abb.33a.

Ein aufgrund der Ortskurven nicht vorhersagbares Verhalten zeigt die lineare, absolute Regelabweichung (lineare Abw. in Abb.34). Hier erweist sich Modell P1 im unteren bis mittleren Frequenzbereich als beste Alternative, um dann im Bereich von 1Hz bis 1,8Hz von P2 abgelöst zu werden. P3 zeigt für keine Frequenz ein besseres Ergebnis als P1 und liegt nur einmal bei der niedrigsten Frequenz (0,15Hz) günstiger als P2.

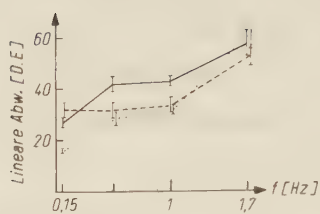


Abb.34 : Regelabweichung (Mittelwert und deren Standardabweichung) für die Modelle P1 (punktiert), P2 (gestrichelt) und P3 (ausgezogen) bei myoelektrischer Nachführregelung.

4.2 Erläuterung und Diskussion des Verhaltens bei unterschiedlichen Regelstrecken

Im Gegensatz zur monomuskulären Steuerung mit konstanter Rückstellkraft, die in Kapitel 3 zur Untersuchung unterschiedlicher Rückkoppelungsarten angewandt worden war und dort eine sinnvolle Nachführung bis zu einer Vorgabefrequenz von 1Hz ermöglichte, wurde im vorstehenden Kapitel anders verfahren. Erstens wurde eine bimuskuläre Beeinflussung (linker und rechter m. interosseus dorsalis I) mit entgegengesetztem, sich überlagerndem Bewegungseffekt (rechts= auf, links= ab) eingeführt und zum zweiten hing die rückstellende Kraft jetzt direkt vom zeitlichen und räumlichen Verhalten der Auslenkung entsprechend den vorzugebenden, physikalischen Konstanten (Feder- und Dämpfungskonstante sowie Masse) ab. Somit sollte die Ausweitung des zu untersuchenden Frequenzbereiches auf $f = 1,8\text{Hz}$ keine Verschlechterung der Versuchsergebnisse bei dieser neuen Höchstfrequenz erwarten lassen.

Aus zeitlichen Gründen wurde nur der Parameter Dämpfungskonstante variiert, nachdem dieser in ersten Simulationen den markantesten Einfluß auf die Regelstrecke zeigte. Zudem war es ein weiteres Hauptanliegen gewesen, zu zeigen, daß es mit digitaler Simulation möglich ist, mechanische Eigenschaften realer Vorrichtungen im Echtzeitverfahren auf einem Rechner wiederzugeben. Neben den experimentellen Ergebnissen, die vor allem beim höchsten gewählten Dämpfungsgrad die

zu erwartenden Amplitudenminderung und Phasennacheilung wiedergeben, bestätigen auch die Beschreibungen der subjektiven Empfindungen der Vps das unterschiedliche Streckenverhalten bei verschiedenen Dämpfungskonstanten. So wurde P1 als zu "empfindlich" charakterisiert, während P3 mit dem Attribut "zäh" und schwer steuerbar belegt wurde.

Die gegenüber 3.1 erwarteten, gleichen Befunde für die neue Höchsthfrequenz bestätigten sich jedoch nur im Falle der geringen Dämpfung $D = 20 \text{Ns/m}$ des Modells P1, bei dem erst für $\omega = 11 \text{s}^{-1}$ die Phasenverschiebung auf 40° bei einem idealen Amplitudenverhältnis von 1 zunimmt (punktierter Ortskurve in Abb.33a). Jedoch liegt das Amplitudenverhältnis bei niedrigeren Frequenzen etwas über 1 entsprechend eines beobachtbaren geringen Überschießens.

Bereits bei Modell P2 mit dreifach stärkerer Dämpfung reduzieren die Vps beim Übergang von $\omega = 6,3 \text{s}^{-1}$ ($f=1 \text{Hz}$) auf $\omega = 11 \text{s}^{-1}$ ($f=1,5 \text{Hz}$) die Amplitude deutlich, um eine größere Nacheilung zu vermeiden (gestrichelte Ortskurve in Abb.33a). Überschießen wie bei P1 wird hier nicht mehr beobachtet.

Noch deutlicher wird dieses Verhalten bei P3 mit siebenfach stärkerer Dämpfung gegenüber P1, wobei eine Reduktion der Ausgangsamplitude auf etwa 60% der Eingangsamplitude bei einer außerdem noch beträchtlichen Phasenverschiebung von ca. 60° bei $\omega = 11 \text{s}^{-1}$ auftritt. Bei dieser Frequenz mußten bei einigen Vps die Versuche vorzeitig abgebrochen werden, da den Probanden eine zielsichere Nachführung trotz

nicht stochastischem Vorgabesignals nicht mehr möglich war.

Insgesamt beurteilten die Versuchspersonen nur die Modelle P1 und P2 als brauchbare Alternativen im Rahmen der Versuchsanordnung. Entscheidend dabei war der zu hohe Dämpfungsgrad des Modells P3 bei der Höchstfrequenz von 1,8Hz. Dies kommt noch einmal deutlich in Abb.33b zum Ausdruck, wo eine Verbindung der Punkte gleicher Kreisfrequenz der unterschiedlichen Modelle nur bei $\omega = 11\text{s}^{-1}$ eine starke Diskrepanz zwischen dem Ergebnis des Modells P1 gegenüber P3 im Sinne einer deutlichen Vergrößerung der Phasenverschiebung sowie einem signifikanten Rückgang der Ausgangsamplitude für P3 aufweist. Bei den übrigen, niedrigeren Frequenzen geben die entsprechenden Pfeile nur Tendenzen, jedoch keine auffallenden Unterschiede wieder. Dies steht im Einklang mit den in Abb.28a, 29a und 30a gezeigten Frequenzgängen bei exakt sinusförmigem Eingangssignal aus dem Frequenzgenerator, die nur für P3 bereits im Frequenzbereich um 1,5Hz (Pfeil in Abb.30a) eine wesentliche Amplitudenminderung erkennen lassen. Dagegen finden nennenswerte Änderungen der Ausgangsgröße der simulierten Modelle P1 und P2 erst in der Umgebung von 10Hz statt (Mitte von Abb.28a und 29a), die bei den Experimenten mit isometrischen, willkürlichen Muskelkontraktionen nicht erreicht werden kann.

5. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit werden anhand eigens dazu erstellter Programme für den Digitalrechner PDP-12 akustische Rückkopplungsarten im myoelektrisch gekoppelten System Mensch-rechnersimulierte Prothese im Vergleich zur optischen Rückmeldung am Rechnerbildschirm untersucht. Nach geeigneter Verarbeitung des EMGs steuern die Versuchspersonen durch willkürliche Kontraktion von Extremitätenmuskeln sinus- bzw. sprungförmige Testsignale im Sinne einer Nachführ- bzw. Kompensationsregelung nach. Es erfolgt hier also keine Bedienung eines mechanischen Übertragungssystems (z.B. Steuerknüppel), wie dies in vielen systemtheoretischen Untersuchungen über die menschliche Motorik und das menschliche Regelverhalten geschieht; sondern es wird das EMG bei rein isometrischer Muskelkontraktion ohne mechanische Beschränkung zur Beeinflussung einer Regelstrecke mit definierter Weg-Widerstandcharakteristik benutzt. Die Soll-Ist-Abweichung wird der V_p entweder als optisches oder als frequenz- bzw. amplitudenmoduliertes Signal dargeboten.

Als Kriterien zur Auswertung dienen im Falle der Sprungantwort die Größen Reaktionszeit, Lage der Wendepunkte, Überschwingweite, Einstellzeit und Sprungamplitude. Bei sinusförmigem Testsignal werden mit einem speziellen Rechnerprogramm Amplitudenverhältnis, Phasenverschiebung und Soll-Ist-Abweichung (Regelabweichung) zur Auswertung herangezogen und dazu die Ortskurven ermittelt.

Nach im Mittel 5 bis 10 Versuchen als Lernphase ergeben sich bessere Ergebnisse für die akustische Rückmeldung bei Einsatz einer quadratischen Kennlinie mit Frequenzmodulation (um das 2,3-fache dem Bezugswert der optischen Rückmeldung = oRM unterlegen) gegenüber der mit Amplitudenmodulation (um das 3,5-fache schlechter als oRM) bei sinusförmiger Führungsgröße und Kompensationsregelung (Tab.8). Bei sprungförmiger Änderung der Führungsgröße hingegen ist die akustische Anzeige mittels Amplitudenmodulation (1,4-fach ungünstiger als oRM) besser zur Kodierung des rückzuführenden Signals geeignet als die Frequenzmodulation (2-fach ungünstiger als oRM; s. Tab.3). Desweiteren zeigt sich bei entsprechender Verlängerung des Übungszeitraumes über Monate eine nahezu identische Güte für akustische (FM und AM) und optische Rückkoppelung unter sonst gleichen Versuchsbedingungen (s. Abb.22a,b).

Die genannten Parameter zur Charakterisierung des Verhaltens des Reglers Mensch im myoelektrisch gekoppelten System werden, bei rein optischer Anzeige weiterhin bei digitaler Simulation von Prothesenmodellen, d.h. eines physikalischen Systems zweiter Ordnung mit Feder-, Dämpfungs- und Trägheitskraft untersucht. Es werden drei Modelle mit unterschiedlicher Dämpfung von 10 Versuchspersonen getestet und die Ergebnisse diskutiert. Aufgrund der Resultate bietet sich die Möglichkeit an, erweiterte Programme zu einem Übungssystem für mögliche Träger einer myoelektrischen Prothese zusammenzustellen. Damit könnten diese die kontrollierte, getrennte Innervation von ver-

schiedenen Muskelsegmenten unter schrittweiser Steigerung der Anforderungen erlernen als Voraussetzung zur Bedienung komplexer Prothesen mit mehreren Freiheitsgraden. Daneben können aus den Versuchen mit unterschiedlichen, zu simulierenden physikalischen Parametern auch generelle, konstruktive Hinweise abgeleitet werden.

6. Anhang

6.0 Drei Focalprogramme zur Berechnung von Einheitssprungantworten eines Systems 2. Ordnung; freundlicherweise zur Verfügung gestellt von
Frl. A. Altendorf.

Programm §AA-Ø (Erläuterungen)	S. 106
Programm §AA (Sprungantwortberechnung)	S. 107
Programm §OKTAL (Basisumrechnung)	S. 108
Ergebnisse für die drei Modelle zu Punkt 4.1	S. 109 -
	S. 111

C FOCAL-12

01.01 C \$AA-0
01.02 C *****
01.30 A "ZEITVERLAUF DER SPRUNGANTWICKLUNG DES PROTHESENMODELLS NR."X
01.40 T "*****",!
01.50 L G,\$AA,

02.10 C DAS PROGRAMM \$AA-0 DIENST NUR DAZU, DIE UEBERSCHRIFT
02.20 C AUSZUDRUCKEN. NACHDEM DIE NUMMER DES PROTHESENMODELLS
02.30 C EINGEGEBEN WURDE, TIPPT MAN "RETURN" UND ES WIRD AUTOMATISCH
02.40 C DAS PROGRAMM \$AA GESTARTET.
02.50 C \$AA FRAGT ZUNAECHST NACH DEN PARAMETERN UND DRUCKT DANN
02.60 C DIE DAZUGEHOEERIGEN FUNKTIONSWERTE, ABSOLUTEN UND RELATIVEN
02.70 C FEHLER, USW. AUS. KURZ VOR BEENDIGUNG DES AUSDRUCKS
02.80 C FRAGT \$AA "REPLACE?". DIESE FRAGE MUSS MIT "R" BEANTWORTET
02.90 C WERDEN. DANN SIND DIE FUNKTIONSWERTE AUF EINEM GLEIT-
02.92 C KOMMA-FILE MIT DEM NAMEN PARA ABGESPEICHERT.
02.94 C \$AA RUFT DANN DAS PROGRAMM \$OKTAL AUF.

03.05 C \$OKTAL FRAGT NACH DEM MAXIMUM, D.H. DEM MAXIMALEN
03.10 C FUNKTIONSWERT F(T).
03.40 C ANSCHLIESSEND DRUCKT ES DIE FUNKTIONSWERTE IN \$OKTALER
03.50 C DARSTELLUNG AUS. .

04.10 C SOLLEN MEHR ALS 20 SCHRITTE BERECHNET WERDEN, SO MUSS MAN
04.20 C FOLGENDES AENDERN: IM PROGRAMM \$AA DIE ZEILEN 2.30 UND
04.30 C 4.30 UND IM PROGRAMM \$OKTAL DIE ZEILEN 1.70 UND 1.90.

05.10 C VORSICHT BEI AENDERUNGEN DES PROGRAMMS \$AA. ES SCHOEFFT
05.20 C DEN VORHANDENEN SPEICHERPLATZ WEITGEHEND AUS. DESHALB
05.30 C MUSSTE AUCH DIE UEBERSCHRIFT IN EIN UNTERPROGRAMM GESCHRIE-
05.40 C BEN WERDEN.

*

C FOCAL-12

```

01.01 C SAA
01.02 C ***
01.03 C
01.04 C PROGRAMM ERSTELLT VON A.ALTENDORF NACH
01.05 C THEORETISCHEN AUSARBEITUNGEN VON M.SPRENG 1976 /149/
01.06 C
01.07 C
01.11 C PROTHESENMODELL
01.22 A "FEDERKONSTANTE K IN N/M "K
01.23 A "DAEMPfung D IN NS/M "D
01.24 A "MASSE M IN KG "M
01.25 T "!, "EINGANGSGROSSE A IN N : 1.000", !!
01.30 A "ABTASTZEITPUNKT T IN S "U
01.31 T !!!
01.32 T " T F(T) FEHL REL.F AS-ABW REL"
01.33 T !!
01.34 S A=1
01.50 S W=FSQ(K/M)
01.51 S B=D/2*FSQ(K*M)
01.52 IF (B+2-1)1.53,1.54,1.56
01.53 S C=FSQ(1-B+2)
01.54 GOTO 2.30
01.56 S E=FSQ(B+2-1)

02.10 T !!
02.30 F L=1,1,19;D 3.0

03.30 S T=L*U
03.31 IF (B+2-1)3.32,3.60,3.34
03.32 S G(L)=[1-C*FCOS(W*C*T)+B*FSIN(W*C*T)>*FFXP(-W*B*T)/C]*(A/K)
03.33 GOTO 3.7
03.34 S O=[FEXP(W*E*T)+FEXP(-W*E*T)]/2
03.35 S I=[FEXP(W*E*T)-FEXP(-W*E*T)]/2
03.36 S G(L)=(1-(E*O+B*I)*FEXP(-W*B*T)/E)*(A/K)
03.37 GOTO 3.7
03.60 S G(L)=(1-FEXP(-W*T)*(1+W*T))*(A/K)
03.70 T 24.00,T*1000
03.72 T 210.08,G(L)
03.80 T 28.04,FABS(G(L-1)-G(L)),FABS((G(L-1)-G(L))/G(L))*100," % "
03.81 T FABS(A/K-G(L)),FABS((A/K-G(L))/A/K)*100," % ",!

04.10 L M,1,PARA,0
04.20 L O,F1,F,PARA,0
04.30 F I=1,1,19;S F1(I)=G(I)
04.40 L C,F1
04.42 T !
04.50 L G,SOKTAL, C DATENUMSETZUNG
*
```

C FOCAL-12

```

01.10 C  SOKTAL
01.20 F  I=1,1,19;S  Z(I)=0
01.22 S  A(1) = 2000
01.24 S  A(2)= 1000
01.26 S  A(3) = 400
01.28 S  A(4) = 200
01.30 S  A(5) = 100
01.32 S  A(6) = 40
01.34 S  A(7) = 20
01.36 S  A(8) = 10
01.38 S  A(9) = 4
01.40 S  A(10)= 2
01.42 S  A(11)= 1
01.44 S  N = 1
01.50 L  C,F1,F,PARA,10
01.60 A  "MAX",M
01.62 T  !!
01.64 T  "      T      F(T)      AMP. IN %      OKTAL",!!
01.70 F  I=1,1,19;D  1.80
01.80 S  H(I)=F1(I)/M
01.90 F  I=1,1,19;D  2.0

02.01 S  G(I)=H(I)
02.10 I  (G(I)-1/2*N)2.30,2.20,2.20
02.20 S  Z(I)=Z(I)+A(N)
02.25 S  G(I)=G(I)-1/2*N
02.30 S  N=N+1
02.40 I  (11-N)2.45,2.10,2.10
02.45 T  %4.00,25*I
02.50 T  %10.00,F1(I)
02.60 T  %8.04,H(I)*100," % "
02.70 T  %6.00,Z(I),!
02.80 S  N=1
*
```

ZEITVERLAUF DER SPRUNGANTWORT DES PROTHESENMODELLS NR.: 1

FEDERKONSTANTE K IN N/M : 1000.000
 DAMPFUNG D IN NS/M : 20.000
 MASSE M IN KG : 1.000
 EINGANGSGROSSE A IN N : 1.000
 ABTASTINTERVALL T IN S : 0.025

T	F(T)	FEHL	REL.F	AS-ARW	REL
25	0.00025321	0.0003	100.0000 %	0.0007	74.6793 %
50	0.00075542	0.0005	66.4815 %	0.0002	24.4575 %
75	0.00117422	0.0004	35.6656 %	0.0002	17.4216 %
100	0.00134689	0.0002	12.8204 %	0.0003	34.6893 %
125	0.00128968	0.0001	4.4363 %	0.0003	28.9679 %
150	0.00111974	0.0002	15.1766 %	0.0001	11.9741 %
175	0.00096077	0.0002	16.5466 %	0.0000	3.9233 %
200	0.00088266	0.0001	8.8490 %	0.0001	11.7340 %
225	0.00089007	0.0000	0.8321 %	0.0001	10.9934 %
250	0.00094588	0.0001	5.9008 %	0.0001	5.4119 %
275	0.00100500	0.0001	5.8825 %	0.0000	0.5000 %
300	0.00103852	0.0000	3.2280 %	0.0000	3.8523 %
325	0.00104087	0.0000	0.2256 %	0.0000	4.0871 %
350	0.00102321	0.0000	1.7256 %	0.0000	2.3215 %
375	0.00100167	0.0000	2.1511 %	0.0000	0.1668 %
400	0.00098782	0.0000	1.4018 %	0.0000	1.2180 %
425	0.00098511	0.0000	0.2754 %	0.0000	1.4893 %
450	0.00099041	0.0000	0.5359 %	0.0000	0.9586 %
475	0.00099811	0.0000	0.7709 %	0.0000	0.1892 %
500	0.00100366	0.0000	0.5529 %	0.0000	0.3658 %

MAX: 0.00134689

T	F(T)	AMP. IN %	CKTAL
25	0.00025321	18.7994 %	601
50	0.00075542	56.0866 %	2174
75	0.00117422	87.1797 %	3371
100	0.00134689	100.0000 %	3777
125	0.00128968	95.7523 %	3651
150	0.00111974	83.1352 %	3246
175	0.00096077	71.3322 %	2664
200	0.00088266	65.5332 %	2476
225	0.00089007	66.0830 %	2511
250	0.00094588	70.2270 %	2636
275	0.00100500	74.6163 %	2770
300	0.00103852	77.1052 %	3053
325	0.00104087	77.2796 %	3056
350	0.00102321	75.9686 %	3023
375	0.00100167	74.3689 %	2763
400	0.00098782	73.3407 %	2736
425	0.00098511	73.1393 %	2731
450	0.00099041	73.5334 %	2741
475	0.00099811	74.1046 %	2755
500	0.00000000	0.0000 %	0

ZEITVERLAUF DER SPRUNGANTWORT DES PROTHESENMODELLS NR.: 2

FEDERKONSTANIE K IN N/M : 1000.000
 DAEMPfung D IN NS/M : 63.246
 MASSE M IN KG : 1.000
 EINGANGSGRÖSSE A IN N : 1.000
 ARTASTINTERVALL 1 IN S : 0.025

T	F(1)	FEHL	REL.F	AS-ABW	REL
25	0.00018784	0.0002	100.0000 %	0.0008	81.2160 %
50	0.00046896	0.0003	59.9453 %	0.0005	53.1043 %
75	0.00068535	0.0002	31.5737 %	0.0003	31.4653 %
100	0.00082381	0.0001	16.8077 %	0.0002	17.6189 %
125	0.00092490	0.0001	8.9614 %	0.0001	9.5097 %
150	0.00094998	0.0000	4.7450 %	0.0001	5.0020 %
175	0.00097419	0.0000	2.4850 %	0.0000	2.5812 %
200	0.00098687	0.0000	1.2856 %	0.0000	1.3125 %
225	0.00099340	0.0000	0.6572 %	0.0000	0.6596 %
250	0.00099672	0.0000	0.3323 %	0.0000	0.3284 %
275	0.00099838	0.0000	0.1665 %	0.0000	0.1622 %
300	0.00099920	0.0000	0.0827 %	0.0000	0.0796 %
325	0.00099961	0.0000	0.0408 %	0.0000	0.0388 %
350	0.00099981	0.0000	0.0200 %	0.0000	0.0189 %
375	0.00099991	0.0000	0.0097 %	0.0000	0.0091 %
400	0.00099996	0.0000	0.0047 %	0.0000	0.0044 %
425	0.00099998	0.0000	0.0023 %	0.0000	0.0021 %
450	0.00099999	0.0000	0.0011 %	0.0000	0.0010 %
475	0.00099999	0.0000	0.0005 %	0.0000	0.0005 %
500	0.00100000	0.0000	0.0002 %	0.0000	0.0003 %

MAX: 0.001

T	F(T)	AMP. IN %	OKTAL
25	0.00018784	18.7839 %	600
50	0.00046896	46.8957 %	1700
75	0.00068535	68.5346 %	2573
100	0.00082381	82.3810 %	3227
125	0.00092490	90.4902 %	3475
150	0.00094998	94.9979 %	3631
175	0.00097419	97.4187 %	3713
200	0.00098687	98.6874 %	3745
225	0.00099340	99.3403 %	3762
250	0.00099672	99.6716 %	3771
275	0.00099838	99.8378 %	3774
300	0.00099920	99.9204 %	3776
325	0.00099961	99.9611 %	3777
350	0.00099981	99.9811 %	3777
375	0.00099991	99.9908 %	3777
400	0.00099996	99.9955 %	3777
425	0.00099998	99.9978 %	3777
450	0.00099999	99.9989 %	3777
475	0.00099999	99.9994 %	3777
500	0.00100000	0.0000 %	0

*

ZEITVERLAUF DER SPRUNGANTWORT DES PROTHESENMODELLS NR.: 3

FEDERKONSTANTE K IN N/M : 1000.000
 DAEMPfung D IN NS/M : 140.000
 MASSE M IN KG : 1.000
 EINGANGSGROSSE A IN N : 1.000
 ABTASTINTERVALL T IN S : 0.025

T	F(T)	FEHL	REL.F	AS-ARW	REL
25	0.00012416	0.0001	100.0000 %	0.0009	37.5938 %
50	0.00027307	0.0001	54.5397 %	0.0007	72.6933 %
75	0.00039804	0.0001	31.3973 %	0.0006	60.1959 %
100	0.00050158	0.0001	20.6426 %	0.0005	49.9419 %
125	0.00058731	0.0001	14.5972 %	0.0004	41.2688 %
150	0.00065830	0.0001	10.7832 %	0.0003	34.1703 %
175	0.00071707	0.0001	8.1966 %	0.0003	28.2927 %
200	0.00076574	0.0000	6.3554 %	0.0002	23.4068 %
225	0.00080603	0.0000	4.9991 %	0.0002	19.3967 %
250	0.00083940	0.0000	3.9747 %	0.0002	16.0604 %
275	0.00086702	0.0000	3.1862 %	0.0001	13.2973 %
300	0.00088989	0.0000	2.5703 %	0.0001	11.0105 %
325	0.00090883	0.0000	2.0839 %	0.0001	9.1166 %
350	0.00092451	0.0000	1.6961 %	0.0001	7.5485 %
375	0.00093750	0.0000	1.3850 %	0.0001	6.2501 %
400	0.00094825	0.0000	1.1337 %	0.0001	5.1750 %
425	0.00095715	0.0000	0.9300 %	0.0000	4.2849 %
450	0.00096452	0.0000	0.7641 %	0.0000	3.5479 %
475	0.00097062	0.0000	0.6287 %	0.0000	2.9376 %
500	0.00097568	0.0000	0.5179 %	0.0000	2.4323 %

MAX: 0.001

T	F(T)	AMP. IN %	ORTAL
25	0.00012416	12.4161 %	376
50	0.00027307	27.3067 %	1057
75	0.00039804	39.8041 %	1457
100	0.00050158	50.1580 %	2003
125	0.00058731	58.7311 %	2262
150	0.00065830	65.8296 %	2504
175	0.00071707	71.7072 %	2674
200	0.00076574	76.5738 %	3040
225	0.00080603	80.6032 %	3162
250	0.00083940	83.9396 %	3267
275	0.00086702	86.7021 %	3357
300	0.00088989	88.9894 %	3436
325	0.00090883	90.8834 %	3505
350	0.00092451	92.4515 %	3545
375	0.00093750	93.7499 %	3577
400	0.00094825	94.8249 %	3626
425	0.00095715	95.7150 %	3650
450	0.00096452	96.4521 %	3667
475	0.00097062	97.0623 %	3703
500	0.00097568	97.5623 %	0

*

- 6.1 Assemblerunterprogramm PROTHSR (für das S. 113 -
Hauptprogramm PROTH2) zur Simulation der S. 124
Prothesenmodelle von Punkt 4.1 (vgl. auch An-
hang I) und zur Interruptbedienung im on-line
Versuch mit myoelektrischen Steuersignalen
(2-kanalig).

```

0001      /LISTE DES INTERPROGRAMMS PROTHSRD
0002      /IM DIAL FORMAT :
0003      /
0004      /PROTHSR(D) RESIDES PERMANENTLY IN IF0,M02
0005      /INTERRUPT SERVICE ROUTINE
0006      /DISPLAY,SAMPLE,SIMULATION,DAC CONVERT.
0007      /ENTRY IN 1000 AFTER INTERRUPT IN 41
0010      /EXTENDED LBSIM NECESSARY FOR CLOCK INT. :
0011      /41 STC 70      [OVERLAY
0012      /42 IOB          [500: CLEAR OVFLW
0013      /43 CLSA        [6135
0014      /44 IOB
0015      /45 ION
0016      /46 IOB
0017      /47 RIB          [6234
0020      /50 BCL I        [1560
0021      /51 7407         [CHECK INSTR.F.
0022      /52 AZE I        [470
0023      /53 JMP 1011
0024      /54 JMP 1000
0025      /
0026      /SYMBOLS :
0027      CLSA=6135
0030      CLLR=6132
0031      CLAB=6133
0032      CLCN=6134
0033      RMF=6244
0034      IOF=6002
0035      ION=6001
0036      KRD=515
0037      IOB=500
0040      RIF=6224
0041      /SUBROUTINE : TIMING TEST (1BLOCK MORE!)
0042      *701      /TEST DURATION OF DIS+SAM
0043      0701 7445      JMP TEST
0044      0702 0456      SKP
0045      *703      /MEASURE INTERVAL DURATION
0046      0703 7513      JMP CLOCK
0047      0704 7000      JMP 1000      /START SUBROUT.
0050      /BEGIN OF PROTHSR :
0051      *1000
0052      1000 1000      ORIGOS, LDA
0053      1001 0070      70      /AC=4000 AFTER CLSA
0054      1002 5443      STC ACSAV
0055      1003 0321      ROR I 1
0056      1004 5444      STC LBSAV      /LINK SAVE
0057      1005 2040      ADD 40
0060      1006 1620      BSE I      /RETURN JUMP
0061      1007 6000      6000
0062      1010 5142      STC RTNJMP
0063      /COUNTER CONTIN.1 AFTER ADDR.42,OVERLAP?
0064      /
0065      /SAMPLE PART : LL :
0066      1011 0464      A2,      SNS I 4      /STAT.LL.?
0067      1012 0111      SAM 11

```

0070	1013	0341	SCR 1	
0071	1014	1040	STA	
0072	1015	1122	LLDIS	
0073	1016	5056	STC LLSAM	
0074			/ML CHANNEL 10 MINUS 12	
0075			/- 1V, 0, +1V=-777, 0, +777	
0076	1017	0110	SAM 10	
0077	1020	0451	AP0	
0100	1021	0017	COM	
0101	1022	1040	STA	
0102	1023	1163	SAMEMG	
0103			/	
0104	1024	0112	SAM 12	
0105	1025	0471	AP0 I	
0106	1026	0017	COM	
0107	1027	1140	ADM	
0110	1030	1163	SAMEMG	
0111	1031	7152	JMP AUFZW	
0112			/	
0113	1032	1032	ENBLST, .	/JMP DCA, NOP, JMP IDX5
0114	1033	1020	LDA I	
0115	1034	1120	ADA I	
0116	1035	5067	STC DACCN	
0117	1036	0066	SET I 6	
0120	1037	7776	-1	/=33MS*1
0121	1040	1020	LDA I	
0122	1041	7043	JMP IDX5	
0123	1042	5032	STC ENBLST	
0124			/DELAY	
0125	1043	0226	IDX5, XSK I 6	
0126	1044	7060	JMP DCA	
0127	1045	1020	LDA I	
0130	1046	7050	JMP STORE	
0131	1047	5032	STC ENBLST	
0132			/	
0133	1050	0643	STORE, LDF 3	
0134	1051	1000	LDA	
0135	1052	1331	APROTH	
0136	1053	1061	STA I 1	
0137	1054	0644	LDF 4	
0140	1055	1020	LDA I	
0141	1056	1056	LLSAM, .	
0142	1057	1062	STA I 2	
0143			/D-A CONVERSION, DIFF.	
0144	1060	1000	DCA, LDA	
0145	1061	1056	LLSAM	
0146	1062	0017	CCM	
0147	1063	1100	ADA	
0150	1064	1331	APROTH	
0151	1065	1040	STA	
0152	1066	1100	DIFF	
0153			/	
0154	1067	1120	DACON, ADA I	/LDA I
0155	1070	0777	777	/ADJUST TO DAC
0156	1071	0016	NOP	
0157	1072	0016	NOP	

0160			/IOB	
0161			/6571	/AC TO DAC "E"
0162			/	
0163			/DISPLAY :	
0164	1073	0067	DISP, SET I 7	
0165	1074	7773	-4	/DISPLAY RUNS
0166			/COMPENSATION TRACKING ?	
0167	1075	0445	SNS 5	
0170	1076	7104	JMP A4	/NO
0171	1077	1020	LDA I	
0172	1100	1100	DIFF, .	
0173	1101	0341	SCR 1	/+-777
0174	1102	5111	STC MLDIS	
0175	1103	5122	STC LLDIS	/=0
0176			/ML :	
0177	1104	0075	A4, SET I 15	
0200	1105	0050	50	
0201	1106	0076	SET I 16	
0202	1107	1737	1777-40	
0203	1110	1020	LDA I	
0204	1111	1111	MLDIS,	/CURRENT ML SUM
0205	1112	0175	DIS I 15	
0206	1113	0236	XSK I 16	
0207	1114	7112	JMP --2	
0210			/LL :	
0211	1115	0075	SET I 15	
0212	1116	0100	100	
0213	1117	0076	SET I 16	
0214	1120	1707	1777-70	
0215	1121	1020	LDA I	
0216	1122	1122	LLDIS,	/CURRENT LL SAM
0217	1123	0175	DIS I 15	
0220	1124	0236	XSK I 16	
0221	1125	7123	JMP --2	
0222	1126	0227	XSK I 7	
0223	1127	7104	JMP A4	/REPEAT DISPLAY
0224			/	
0225			/RETURN SEQ. :	
0226	1130	0201	STOQUE, XSK 1	/IK FULL ?
0227	1131	7133	JMP RET	
0230	1132	7143	JMP NXFREQ	/MAKE CALC.READY
0231	1133	0500	RET, IOB	
0232	1134	6244	RMF	/RESTORE IF,DF
0233	1135	0011	CLR	
0234	1136	3444	ADD LBSAV	
0235	1137	0261	ROL I 1	
0236	1140	3443	ADD ACSAV	
0237	1141	0006	DJR	
0240	1142	1142	RTNJMP,	/RETURN JMP
0241	1143	0500	NXFREQ, IOB	
0242	1144	6002	IOF	
0243	1145	1020	LDA I	
0244	1146	0777	777	
0245	1147	0500	IOB	
0246	1150	6571	6571	/DAC "E"
0247	1151	7133	JMP RET	

```

0250
0251 /SIMUL. PROTH.:
0252 1152 0016 AUFZW, NOP /JMP ..
0253 /
0254 1153 0063 SET I 3
0255 1154 7753 VAL /PRERUN
0256 1155 0064 SET I 4
0257 1156 1565 ASI-1
0260 /
0261 1157 1020 LDA I
0262 1160 7164 JMP VORL
0263 1161 5152 STC AUFZW
0264 /
0265 1162 1020 LDA I
0266 1163 1163 SAMEMG,
0267 / GET -VAL. BEFORE SIMULATING :
0270 ASAM=4
0271 1164 1064 VORL, STA I ASAM
0272 1165 5331 STC APROTH /DISPL.
0273 1166 0223 XSK I 3
0274 1167 7306 JMP LIMIT
0275 /1. ST SIMUL. COMPUT.:
0276 1170 7263 JMP DASI /DIFF.
0277 1171 7205 JMP MULTFT /MULT.+ ROTAT.
0300 /
0301 1172 1020 LDA I
0302 1173 7176 JMP SIMUL
0303 1174 5152 STC AUFZW
0304 1175 7306 JMP LIMIT
0305 //
0306 / NOW ALWAYS SIMUL.
0307 1176 5611 SIMUL, STC ASULT /LAST VAL.
0310 1177 3610 ADD ASULT-1
0311 1200 0017 COM
0312 1201 3611 ADD ASULT
0313 1202 5543 STC DASULT /LAST DIFF.
0314 1203 7205 JMP MULTFT
0315 1204 7306 JMP LIMIT
0316 /
0317 /MULTIPL. & ROTATE :
0320 1205 1000 MULTFT, LDA
0321 1206 0000 0
0322 1207 5226 STC MULTE
0323 1210 5331 STC APROTH /CLR
0324 /
0325 1211 0063 SET I 3
0326 1212 1212 T1, .. /F(T):T1-1+4000
0327 1213 0064 SET I 4
0330 1214 1542 DASULT-1 /DIFF.
0331 1215 0065 SET I 5
0332 1216 7753 VAL /NR. OF VAL.OF UNIT STEP F
0333 UNCTION
0334 /
0334 1217 1024 MULC, LDA I 4 /DELTA,ASI
0335 1220 1263 MUL I 3
0336 1221 1140 ADM

```

0337	1222	1331	APROTH	
0340	1223	0225	XSK I 5	
0341	1224	7217	JMP MULC	
0342			/	
0343	1225	7227	JMP ROT	
0344	1226	7226	MULTE, JMP .	
0345			/ROTAT.	
0346	1227	1000	ROT, LDA	
0347	1230	0000	0	
0350	1231	5262	STC ROTEND	
0351	1232	0063	SET I 3	
0352	1233	1612	ADAS1	
0353	1234	0064	SET I 4	
0354	1235	7754	VAL+1	/N-1
0355			/SHIFT DIFF.:	
0356	1236	1003	ROT1, LDA 3	
0357	1237	5245	STC ADR1	
0360	1240	1023	LDA I 3	
0361	1241	5243	STC ADR2	
0362	1242	1000	LDA	
0363	1243	1243	ADR2, .	
0364	1244	1040	STA	
0365	1245	1245	ADR1, .	
0366	1246	0224	XSK I 4	
0367	1247	7236	JMP ROT1	
0370			/	
0371	1250	0063	SET I 3	
0372	1251	1566	AS2-1	
0373	1252	0064	SET I 4	
0374	1253	1565	AS1-1	
0375	1254	0065	SET I 5	
0376	1255	7754	VAL+1	/N-1
0377			/SHIFT SAMPLEVAL.:	
0400	1256	1023	ROT2, LDA I 3	
0401	1257	1064	STA I 4	
0402	1260	0225	XSK I 5	
0403	1261	7256	JMP RCT2	
0404	1262	6000	ROTEND, JMP	
0405			/	
0406	1263	1000	DASI, LDA	
0407	1264	0000	0	
0410	1265	5305	STC DASEND	
0411	1266	0063	SET I 3	
0412	1267	1566	AS1	
0413	1270	0064	SET I 4	
0414	1271	1611	ADAS1-1	
0415	1272	0365	SET I 5	
0416	1273	7754	VAL+1	/N-1
0417			/COMP.DIFF.:	
0420	1274	1024	STC, LDA I 4	
0421	1275	5302	STC ADRD	
0422	1276	1003	LDA 3	
0423	1277	0017	COM	
0424	1300	1123	ADA I 3	
0425	1301	1040	STA	
0426	1302	1302	ADRD, .	

0427	1303	0225	XSK I 5	
0430	1304	7274	JMP STO	
0431	1305	6000	DASEND, JMP	
0432			/CHECK SCREEN LIMIT	
0433	1306	1000	LIMIT, LDA	
0434	1307	1331	APROTH	
0435	1310	0451	APO	
0436	1311	0017	COM	
0437	1312	1120	ADA I	
0440	1313	7400	-377	/GREATER THAN
0441	1314	0451	APO	/SCREEN?
0442	1315	7330	JMP DC	/NO
0443	1316	1000	LDA	
0444	1317	1331	APROTH	
0445	1320	0471	APO I	
0446	1321	7325	JMP S1	
0447	1322	1020	LDA I	
0450	1323	7400	-377	/CLAMP ON LOWEST
0451	1324	7327	JMP S2	
0452	1325	1020	S1, LDA I	
0453	1326	0377	377	/ " ON HIGHEST
0454	1327	5331	S2, STC APROTH	/LINE
0455	1330	1020	DC, LDA I	
0456	1331	1331	APROTH, .	
0457	1332	5111	STC MLDIS	
0460	1333	7032	JMP ENBLST	
0461			/	
0462			/RESTART	
0463	1334	1000	RESTR, LDA	
0464	1335	0000	0	
0465	1336	5442	STC MAINRT	
0466	1337	1020	LDA I	
0467	1340	1020	LDA I	/DAC OFF
0470	1341	5067	STC DACON	
0471	1342	5331	STC APROTH	
0472	1343	1020	LDA I	
0473	1344	7060	JMP DCA	/NO STORE; JMP DISP=WAIT I
0474	1345	5032	R LL UNTIL SNS1=1	
0475	1346	1020	STC ENBLST	
0476	1347	0016	LDA I	
0477	1350	5152	NOP	
0500	1351	0061	STC AUFZW	
0501	1352	2000	SET I 1	
0502	1353	0062	2000	
0503	1354	2000	SET I 2	
0504			2000	
0505	1355	0516	/WHICH PROTH. TO SIMULATE ?	
0506	1356	1560	RSW	
0507	1357	0003	BCL I	
0510	1360	0470	3	
0511	1361	7364	AZE I	
0512	1362	0602	JMP .+3	
0513	1363	6017	LIF 2	
0514	1364	0516	JMP 17	/INPUT NOT OK
0515	1365	3375	RSW	
05			ADD PROTAD	

0516	1366	5370	STC .+2	
0517	1367	1000	LDA	
0520	1370	1370	.	/ADDR. OF F(T1)
0521	1371	1120	ADA I	
0522	1372	3777	4000-1	/=T1-1+4000
0523	1373	5212	STC T1	
0524	1374	7401	JMP CLS	
0525	1375	1375	PROTAD, PROTH-1	
0526			/1.ADDR. OF F(T)	
0527	1376	1635	PRCTH, P1	
0530	1377	1661	P2	
0531	1400	1705	P3	
0532			/SET CLOCK AND	
0533			/CLR ALL DEVICE FLAGS	
0534	1401	1020	CLS, LDA I	
0535	1402	0020	20	
0536	1403	0004	ESF	
0537	1404	1020	LDA I	
0540	1405	1000	1000	
0541	1406	0004	ESF	
0542			/SET CLOCK REGISTERS	
0543	1407	0011	CLR	
0544	1410	0002	PDP	
0545			PMODE	
0546	5411	6132	CLLR	/CLOCK STOP
0547	5412	6134	CLEN	
0550	5413	6141	LINC	/6141
0551			LMODE	
0552	1414	1020	LDA I	
0553	1415	0100	100	/MODE 1
0554	1416	0500	IOB	
0555	1417	6132	CLLR	/LOCK HANDBOOK
0556	1420	0500	IOB	/PP.107 FF
0557	1421	6135	CLSA	
0560	1422	1000	LDA	
0561	1423	1764	CNT	/POSIT.NR OF CNT
0562	1424	0017	COM	
0563	1425	0500	IOB	
0564	1426	6133	CLAB	/LOAD CLOCK BUFFER
0565	1427	1020	LDA I	
0566	1430	0300	300	/ENABLE INTER.ON OVERFLW.=
		100		
0567	1431	0500	IOB	/SHIFT BUFFER IN COUNTER=+
		200 (ONLY WITH MODE=100 & OVFLW=0)		
0570	1432	6134	CLEN	
0571	1433	0500	IOB	
0572	1434	6001	ION	
0573	1435	1020	LDA I	
0574	1436	4100	4100	/=FRQ=1KHZ,M=1
0575	1437	0500	IOB	
0576	1440	6132	CLLR	
0577			/	
0600	1441	0602	LIF 2	
0601	1442	1442	MAINRT,	
0602			/	
0603			/	

0604			/CONST.:		
0605	1443	1443	ACSAV,		
0606	1444	1444	LBSAV,		
0607			/		
0610			/TEST ROUT.		
0611	1445	1020	TEST,	LDA I	
0612	1446	0016		NOP	
0613	1447	5152		STC AUFZW	
0614	1450	1020		LDA I	
0615	1451	7060		JMP DCA	
0616	1452	5032		STC ENRLST	
0617	1453	0061		SET I 1	
0620	1454	3777		3777	
0621	1455	0062		SET I 2	
0622	1456	3777		3777	
0623	1457	1020		LDA I	
0624	1460	7463		JMP TTY	
0625	1461	5130		STC STOQUE	
0626	1462	6000	JMP 0		/USED BY CLOCK TEST ROUT.!
0627			/		
0630	1463	0415	TTY,	KST	
0631	1464	7000		JMP 1000	
0632	1465	0002		PDP	
0633				PMODE	
0634	5466	6034		KRS	
0635	5467	6141		LINC	
0636				LMODE	
0637	1470	1460		SAE I	
0640	1471	0315		315	/"M" GOTO DIAL
0641	1472	7000		JMP 1000	
0642	1473	0640		LDF 0	
0643	1474	1020		LDA I	
0644	1475	6743		6743	
0645	1476	1040		STA	
0646	1477	2020		2020	
0647	1500	1020		LDA I	
0650	1501	5021		5021	
0651	1502	1040		STA	
0652	1503	2021		2021	
0653	1504	1020		LDA I	
0654	1505	0020		20	
0655	1506	0004		ESF	
0656	1507	0002		PDP	
0657				PMODE	
0660	5510	7200		CLA	
0661	5511	6202		CIF 0	
0662	5512	5020		JMP 20	
0663			/		
0664				LMODE	
0665	1513	0011	CLOCK,	CLR	
0666	1514	0500		IOB	
0667	1515	6132		CLLR	/CLOCK STOP
0670	1516	0500		IOB	
0671	1517	6133		CLAB	/CLR BUFFER PRESET
0672	1520	1020		LDA I	
0673	1521	0100		100	/MODE=1

0674	1522	0500	IOB	
0675	1523	6132	CLLR	/CLR COUNTER
0676	1524	0500	IOB	
0677	1525	6135	CLSA	/CLR STATUS
0700	1526	7445	JMP TEST	
0701	1527	1020	LDA I	
0702	1530	7537	JMP TIME	/RESULT IN AC
0703	1531	5130	STC STOQUE	
0704	1532	1020	LDA I	
0705	1533	3000	3000	/10 KHZ
0706	1534	0500	IOB	
0707	1535	6132	CLLR	
0710	1536	7000	JMP 1000	
0711	1537	0500	TIME, IOB	
0712			CLCA=6137	
0713	1540	6137	CLCA	
0714	1541	0000	HLT	
0715	1542	7513	JMP CLOCK	/RESTART
0716			/	
0717			/DATA FILES :	
0720			/	DELTA SAMPLE VALUES :
0721	1543	1543	DAS19, .	
0722	1544	1544	DAS18, .	
0723	1545	1545	DAS17, .	
0724	1546	1546	DAS16, .	
0725	1547	1547	DAS15, .	
0726	1550	1550	DAS14, .	
0727	1551	1551	DAS13, .	
0730	1552	1552	DAS12, .	
0731	1553	1553	DAS11, .	
0732	1554	1554	DAS10, .	
0733	1555	1555	DAS9, .	
0734	1556	1556	DAS8, .	
0735	1557	1557	DAS7, .	
0736	1560	1560	DAS6, .	
0737	1561	1561	DAS5, .	
0740	1562	1562	DAS4, .	
0741	1563	1563	DAS3, .	
0742	1564	1564	DAS2, .	
0743	1565	1565	DAS1, .	
0744			/	SAMPLE VALUES :
0745	1566	1566	AS1, .	
0746	1567	1567	AS2, .	
0747	1570	1570	AS3, .	
0750	1571	1571	AS4, .	
0751	1572	1572	AS5, .	
0752	1573	1573	AS6, .	
0753	1574	1574	AS7, .	
0754	1575	1575	AS8, .	
0755	1576	1576	AS9, .	
0756	1577	1577	AS10, .	
0757	1600	1600	AS11, .	
0760	1601	1601	AS12, .	
0761	1602	1602	AS13, .	
0762	1603	1603	AS14, .	
0763	1604	1604	AS15, .	

0764	1605	1605	AS16,	.	
0765	1606	1606	AS17,	.	
0766	1607	1607	AS18,	.	
0767	1610	1610	AS19,	.	
0770	1611	1611	AS20,	.	
0771			/		
0772	1612	1565	ADAS1,	DAS1	ADDR.OF DELTA SAMPLE :
0773	1613	1564	ADAS2,	DAS2	
0774	1614	1563		DAS3	
0775	1615	1562		DAS4	
0776	1616	1561		DAS5	
0777	1617	1560		DAS6	
1000	1620	1557		DAS7	
1001	1621	1556		DAS8	
1002	1622	1555		DAS9	
1003	1623	1554		DAS10	
1004	1624	1553		DAS11	
1005	1625	1552		DAS12	
1006	1626	1551		DAS13	
1007	1627	1550		DAS14	
1010	1630	1547		DAS15	
1011	1631	1546		DAS16	
1012	1632	1545		DAS17	
1013	1633	1544		DAS18	
1014	1634	1543		DAS19	
1015			/		
1016			/FUNKTIONSWERTE DER SIMUL.PROTHESE:F(T)		
1017			/		
1020			/PROTHESE 1: D=20 NS/M;M=1 KG;K=1000 N/M		
1021					
1022	1635	0601	P1,	601	/*DASULT
1023	1636	2174		2174	/*DASULT+1
1024	1637	3371		3371	
1025	1640	3777		3777	
1026	1641	3651		3651	
1027	1642	3246		3246	
1030	1643	2664		2664	
1031	1644	2476		2476	
1032	1645	2511		2511	
1033	1646	2636		2636	
1034	1647	2770		2770	
1035	1650	3053		3053	
1036	1651	3056		3056	
1037	1652	3023		3023	
1040	1653	2763		2763	
1041	1654	2736		2736	
1042	1655	2731		2731	
1043	1656	2741		2741	
1044	1657	2755		2755	
1045	1660	2766	T20,	2766	/*AS1
1046			/		
1047			/PROTHESE 2: D=63,25 NS/M;M=1 KG;K=1000 N/M		
1050					
1051	1661	0600	P2,	600	
1052	1662	1700		1700	
1053	1663	2537		2537	

1054	1664	3227	3227
1055	1665	3475	3475
1056	1666	3631	3631
1057	1667	3713	3713
1060	1670	3745	3745
1061	1671	3762	3762
1062	1672	3771	3771
1063	1673	3774	3774
1064	1674	3776	3776
1065	1675	3777	3777
1066	1676	3777	3777
1067	1677	3777	3777
1070	1700	3777	3777
1071	1701	3777	3777
1072	1702	3777	3777
1073	1703	3777	3777
1074	1704	3777	U20, 3777
1075		/	
1076		/PROTHESE 3: D= 140 NS/M:M= 1 KG;K=1000 N/M	
1077			
1100	1705	0376	P3, 376
1101	1706	1057	1057
1102	1707	1457	1457
1103	1710	2003	2003
1104	1711	2262	2262
1105	1712	2504	2504
1106	1713	2676	2676
1107	1714	3040	3040
1110	1715	3162	3162
1111	1716	3267	3267
1112	1717	3357	3357
1113	1720	3436	3436
1114	1721	3505	3505
1115	1722	3545	3545
1116	1723	3577	3577
1117	1724	3626	3626
1120	1725	3650	3650
1121	1726	3667	3667
1122	1727	3703	3703
1123	1730	3713	V20, 3713
1124		/	
1125		/LINK.ADDR.FOR MAIN PRGR. :	
1126		*1760	
1127		T=2000	
1130		J=JMP	
1131	1760	3056	LLSAM+T
1132	1761	7334	RESTR+J
1133	1762	3067	DACON+T
1134	1763	3032	ENBLST+T
1135	1764	0031	CNT, 31 /DELTA T=25 MS
1136		/	
1137		/	
1140		/WERTZUWEISUNGEN FUER "PROTHESENLAENGE"	
1141		/(=EINHEITSSPRUNGANTWORTLAENGE) :	
1142		/OCIAL :	
1143		VAL=-24	

1144	/DECIMAL :
1145	ASULT=AS20
1146	DASULT=DAS19
1147	/
1150	/
1151	/PROTHSRD (BINARY STORE INTO PROTHSR ON TAPE DIA
	IVD)
1152	/
1153	/PROTH1=1023
1154	/PROTH2=1052
1155	/PROTH3=1101
1156	/
1157	/
1160	/
1161	/PETER H.C. LEDERER
1162	/
1163	/INSTITUT FUER PHYSIOLOGIE UND BIOGENETIK DER
1164	/FRIEDRICH - ALEXANDER UNIVERSITAET
1165	/ERLANGEN - NUERNBERG
1166	/
1167	/3.2.1976

NO ERRORS

ACSAV	5443
ADAS1	5612
ADAS2	5613
ADDRD	5302
ADR1	5245
ADR2	5243
APROTH	5331
ASAM	0004
ASULT	1611
AS1	5566
AS10	5577
AS11	5600
AS12	5601
AS13	5602
AS14	5603
AS15	5604
AS16	5605
AS17	5606
AS18	5607
AS19	5610
AS2	5567
AS20	5611
AS3	5570
AS4	5571
AS5	5572
AS6	5573
AS7	5574
AS8	5575
AS9	5576

6.1 Tabelle I

S. 126

Tabelle II

S. 127 -

S. 128

Parameter	I opt Abso- lutw. $\pm \bar{\sigma} = 1$	I AMq Abso- lutw. dif. $\pm \bar{\sigma}$ in %	I FMq Abso- lutw. dif. $\pm \bar{\sigma}$ in %	I FMI Abso- lutw. dif. $\pm \bar{\sigma}$ in %	I AMI Abso- lutw. dif. $\pm \bar{\sigma}$ in %
t_R /ms/	$330 \pm \bar{30}$	$330 \pm \bar{30}$ 0	$480 \pm \bar{60}$ +60	$570 \pm \bar{180}$ -73	$540 \pm \bar{120}$ -64
t_{W1} /ms/	$810 \pm \bar{30}$	$960 \pm \bar{60}$ -19	$1200 \pm \bar{120}$ -48	$1200 \pm \bar{330}$ -48	$1080 \pm \bar{60}$ -33
a_{W1} / % /	$67 \pm \bar{4}$	$69 \pm \bar{4}$ + 3	$59 \pm \bar{3}$ -12	$54 \pm \bar{3}$ -19	$77 \pm \bar{6}$ +15
t_{W2} /ms/	$1350 \pm \bar{150}$	$1560 \pm \bar{90}$ -16	$1590 \pm \bar{90}$ -18	$2040 \pm \bar{690}$ -51	$1620 \pm \bar{210}$ -20
a_{W2} / % /	$93 \pm \bar{4}$	$97 \pm \bar{4}$ + 4	$91 \pm \bar{5}$ - 2	$87 \pm \bar{4}$ - 6	$125 \pm \bar{9}$ -25x
t_{Max} /ms/	$2130 \pm \bar{120}$	$2580 \pm \bar{180}$ -21	$2400 \pm \bar{240}$ -13	$2760 \pm \bar{270}$ -30	$2730 \pm \bar{510}$ -28
$a_{Max} - a_z$ / % /	$8 \pm \bar{2}$	$13 \pm \bar{2}$ -63	$11 \pm \bar{2}$ -38	$8 \pm \bar{3}$ 0	$20 \pm \bar{5}$ -150
t_z /ms/	$2490 \pm \bar{150}$	$2760 \pm \bar{150}$ -11	$3480 \pm \bar{270}$ -40	$3600 \pm \bar{570}$ -45	$3870 \pm \bar{240}$ -55
a_z / % /	$102 \pm \bar{2}$	$104 \pm \bar{2}$ - 1	$103 \pm \bar{1}$ - 1	$103 \pm \bar{1}$ - 1	$112 \pm \bar{4}$ -10
Mittel $\pm \bar{\sigma}$	$0 \pm \bar{0}$	$-13, 8 \pm \bar{6}, 9$	$-24, 2 \pm \bar{6}, 3$	$-30, 3 \pm \bar{8}, 6$	$-41, 1 \pm \bar{10}$
Rang der Mittel	1	2	3	4	5

Tabelle I : Vergleich der charakteristischen Werte der Sprungantworten bei unterschiedlicher akustischer Rückkoppelung im Vergleich zur optischen Rückmeldung (opt).

x Ausnahme -25, da hier der Wendepunkt bereits über der Zielamplitude liegt.

Rel.dif. = $\frac{(\text{Absolutwert}_i - \text{Absolutwert}_{\text{opt}})}{\text{Absolutwert}_{\text{opt}}}$ mit $i = \text{AMq, AMI, FMq, FMI}$

Tabelle II mit den Ergebnissen des Vergleichs der Nachführungs-
regelung mit optischem und akustischem Signal
umseitig:

	-meter I	opt	I	FMq	I	AMq	I	FMqd	I	AMqd	I
	Fre-	Abso-	Abso-	Rela-	Abso-	Rela-	Abso-	Rela-	Abso-	Rela-	
	quenz	lutw.	lutw.	tiw.	lutw.	tiw.	lutw.	tiw.	lutw.	tiw.	
	P in Hz	$\pm \bar{6} = 1$	$\pm \bar{6}$	in %	$\pm \bar{6}$	in %	$\pm \bar{6}$	in %	$\pm \bar{6}$	in %	
a a e in %	0,2	123 $\pm$ 1	125 $\pm$ 6	- 2	131 $\pm$ 6	- 7	146 $\pm$ 6	-19	134 $\pm$ 10	- 9	
	0,4	116 $\pm$ 4	114 $\pm$ 8	+ 2	114 $\pm$ 10	+ 2	123 $\pm$ 11	- 6	127 $\pm$ 12	-10	
	0,6	97 $\pm$ 4	90 $\pm$ 6	- 7	91 $\pm$ 6	- 6	88 $\pm$ 9	- 9	x 104 $\pm$ 10	- 1	
	0,8	75 $\pm$ 4	73 $\pm$ 5	- 3	79 $\pm$ 6	+ 5	75 $\pm$ 6	0	92 $\pm$ 10	+23	
	1	63 $\pm$ 3	76 $\pm$ 9	+21	77 $\pm$ 5	+22	102 $\pm$ 20	+62	86 $\pm$ 9	+37	
	Mittel $\pm \bar{6}$			11 $\pm$ 7		16 $\pm$ 8		28 $\pm$ 18		40 $\pm$ 19	
Phi in o	0,2	17 $\pm$ 1	27 $\pm$ 3	-59	30 $\pm$ 2	-76	24 $\pm$ 2	-57	39 $\pm$ 3	-129	
	0,4	29 $\pm$ 2	50 $\pm$ 6	-72	44 $\pm$ 4	-52	60 $\pm$ 3	-107	60 $\pm$ 10	-107	
	0,6	46 $\pm$ 5	70 $\pm$ 8	-52	70 $\pm$ 8	-52	83 $\pm$ 10	-74	76 $\pm$ 15	-65	
	0,8	61 $\pm$ 7	98 $\pm$ 13	-61	77 $\pm$ 8	-26	107 $\pm$ 16	-75	95 $\pm$ 23	-56	
	1	83 $\pm$ 9	109 $\pm$ 13	-31	72 $\pm$ 10	+13	142 $\pm$ 12	-71	100 $\pm$ 21	-21	
	Mittel $\pm \bar{6}$		-55 $\pm$ 5		-39 $\pm$ 15		-75 $\pm$ 9		-76 $\pm$ 19		
Abw in DE	0	17 $\pm$ 1	25 $\pm$ 3	-47	33 $\pm$ 2	-94	30 $\pm$ 3	-77	48 $\pm$ 4	-182	
	0,2	27 $\pm$ 2	47 $\pm$ 5	-74	60 $\pm$ 4	-122	45 $\pm$ 2	-67	70 $\pm$ 10	-159	
	0,4	44 $\pm$ 3	83 $\pm$ 8	-86	78 $\pm$ 5	-77	99 $\pm$ 8	-125	96 $\pm$ 15	-118	
	0,6	66 $\pm$ 6	93 $\pm$ 8	-41	102 $\pm$ 7	-55	106 $\pm$ 9	-61	108 $\pm$ 14	-64	
	0,8	80 $\pm$ 6	94 $\pm$ 5	-18	116 $\pm$ 8	-45	111 $\pm$ 8	-39	117 $\pm$ 17	-46	
	1	88 $\pm$ 6	106 $\pm$ 6	-21	113 $\pm$ 9	-28	139 $\pm$ 15	-58	131 $\pm$ 16	-49	
	Mittel $\pm \bar{6}$		-48 $\pm$ 11		-75 $\pm$ 14		-71 $\pm$ 12		-103 $\pm$ 24		
Anz	0,2	100 $\pm$ 0	100 $\pm$ 0	0	100 $\pm$ 0	0	100 $\pm$ 0	0	100 $\pm$ 0	0	
	0,4	100 $\pm$ 0	90 $\pm$ 3	-10	95 $\pm$ 2	- 5	96 $\pm$ 1	- 4	98 $\pm$ 3	- 2	
	0,6	96 $\pm$ 3	80 $\pm$ 5	-17	69 $\pm$ 7	-28	87 $\pm$ 4	- 9	88 $\pm$ 5	- 8	
	0,8	79 $\pm$ 7	58 $\pm$ 7	-27	57 $\pm$ 9	-41	55 $\pm$ 3	-30	68 $\pm$ 3	-14	
	1	55 $\pm$ 9	58 $\pm$ 6	+ 6	54 $\pm$ 5	- 2	52 $\pm$ 18	- 5	63 $\pm$ 4	+15	
	Mittel $\pm \bar{6}$		-10 $\pm$ 5		-15 $\pm$ 8		-10 $\pm$ 5		- 2 $\pm$ 5		

7. Literaturverzeichnis

- / 1/ Advances in External Control of Human Extremities.
Proceedings of the Third International Symposium on
External Control of Human Extremities. Dubrovnik 1969
Edited by the Yugoslav Committee for Electronics and
Automation, Belgrade 1970

- / 2/ Altendorf, A.
Focal- Programme zur Berechnung von Übergangsfunktionen
für ein mit Masse, Dämpfung und Federkraft behaftetes System.
Siehe 6.0
Persönliche Mitteilung 1976

- / 3/ Antonelli, D.J. and W. Warming
Myoelectric Control of Powered Devices.
Archives Phys. Med. & Rehabilitation 48, 345-349 (1967)

- / 4/ Apple, H.P. and J.B. Reswick
A Multilevel Approach to Orthotic/Prosthetic Control
System Design.
In /37/: 322-337 (1970)

- / 5/ Arbeitskreis Biophysikalische Prothetik
Persönliche Mitteilung, Bonn 1974

- / 6/ Baird, J.M. et al.
Myo-Telemetry
In /129/: 42-49 (1976)

- / 7/ Basmajian, J.V., Baeza, M. and C. Fabrigger
Conscious Control and Training of Individual Spinal Motor
Neurons in Normal Human Subjects.
Journal of New Drugs 5, 78-85 (1965)

- / 8/ Batschelet, E.
Introduction to Mathematics for Life Scientists.
Springer Verlag, Berlin 1971

- / 9/ Battye, C.K., Nightingale A. and J. Whillis
The Use of Myo-Electric Currents in the Operation of Prostheses.
J. Bone Joint Surg. Vol. 37B, No. 3, 506-510 (1965)

- / 10/ Beier, W.
Einführung in die theoretische Biophysik.
Gustav Fischer Verlag, Stuttgart 1965

- / 11/ Berger, N. and C.R. Huppert
The Use of Electrical and Mechanical Muscular Forces for
the Control of an Electric Prostheses.
Am. J. Occup. Therapy 6, 110-114 (1952)
- / 12/ Bigland, B. and O.C.J. Lippold
The Relation between Force, Velocity and Integrated
Electrical Activity in Human Muscles.
J. Physiol. 123, 1953 ff (1964)
- / 13/ Bottomley, A.H.
Myoelectric Control of Powered Prostheses.
J. Bone Joint Surg. Vol. 47B, No. 3 411-415 (1965)
- / 14/ Bottomley, A.H.
Proc. Roa. Soc. Med., 59, 5 (1965)
- / 15/ Bottomley, A.H.
Signal Processing in a Practical EMG-Controlled Prostheses.
National Academy of Sciences
National Research Council Publication 1352, 271-273 (1966)
- / 16/ Bouisset, S. and F. Goubel
Integrated Electromyographical Activity and Muscle Work.
J. Appl. Phys. Vol. 35., No. 5, 695-702 (1973)
- / 17/ Brittain, R.H. et al
Myoelectric Control System Evaluation.
In /129/: 31-37 (1976)
- / 18/ Capelle, N.
Die griechische Philosophie I. Von Thales bis zum Tode Platons.
Walter de Gruyter & Co. Sammlung Göschel Bd. 857/857a, Berlin 1971
- / 19/ Cavalli-Sforza, L.
Grundbegriffe der Biometrie
Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, 3. Auflage 1972
- / 20/ Childress, D.S.
Powered Limb Prostheses: Their Clinical Significance.
IEEE Transact. on Biomed. Eng. Vol. BME-20, No. 3, 200-207 (1973)
- / 21/ Chouet, B.A. and L.R. Young
Tracking with Head Position Using and Electrooptical Monitor.
IEEE Trans. on Systems, Man, and Cybernetics
Vol. SMC-4, No.2, 192-204 (1974)

- / 22/ Christina, R.W.
Minimum Visual Feedback Processing Time for Amendment
of an Incorrect Movement.
Percept. Motor Skills 31, 991-994 (1970).
- / 23/ Codd, R.C. Nightingale, J.M. and R.W. Todd
An Adaptive Multi-Functional Hand Prosthesis.
J. Physiol. 232, 55-56 (1973)
- / 24/ Descartes, R.
Über den Menschen
Übersetzung und Einleitung v. K. Rothschild.
Verlag Lambert-Schneider, Heidelberg 1969
- / 25/ Diepgen, P.
Geschichte der Medizin. Band I: Von den Anfängen der
Medizin bis zur Mitte des 18. Jahrhunderts.
Walter de Gruyter & Co. (1949)
- / 26/ Drischel, H.
Die Meßfunktion biologischer Rezeptoren als regeltheoretisches
Problem.
Naturwissenschaften (Jg.40) 49, 496-504 (1953)
- / 27/ Eigen, M. und R. Winkler
Das Spiel. Naturgesetze steuern den Zufall
R. Piper & Co. Verlag, München/Zürich, ISBN 3-492-02151-4, 1975
- / 28/ Elektronik (Zeitschrift)
Sonderausgabe: Mikroprozessoren (116 S.)
Franz Verlag, München, Karlstr. 37 (1977)
- / 29/ Engelhardt, A., Becker, W. und K. Storck
Erfahrungen bei der Entwicklung einer bioelektrischen
Armprothese.
Biomed. Tech. Bd. 16, 4, 130-133 (1971)
- / 30/ Erisman, T.H.
Grundprobleme der Kybernetik
Springer Verlag, Berlin 1972
- / 31/ Etschberger, K.
Leistungsfähigkeit und Regelungsverhalten des Menschen bei
der Nachführung stochastischer Signale.
Biol. Cybernetics 17, 81-98 (1975)

- / 32/ Evarts E.V. and J. Tangi
Gating of Motor Cortex Reflexes by Prior Instruction.
Brain Research 71, 479-494 (1974)
- / 33/ Ferneli, J.A.
De naturali parte medicinae libri septum ad Henricum
Fransisci Galliae Regis filium, Parisilis 1542
Lib. V, 79a-81a; Praefatio 1a-4a
- / 34/ Frey, W.
Untersuchung zur Approximation des Folgereglers Mensch
durch einfachste Übertragungssysteme.
Interdisziplinäres Modell DORA, Arbeitsbericht D3-6 (1975)
Institut für Physiologie und Biokybernetik, Erlangen
- / 35/ Galvani, L.
De Viribus Electricitatis (1791)
Zitiert von S. Licht in: Electrodiagnosis and Electromyography
New Haven Conn. 1961
- / 36/ Gaskill, R.A.
Fact and Fallacy in Digital Simulation.
Simulation, La Jolla, California, Nov. 1965
- / 37/ Gavrilovic, M.M. and A.B. Wilson Jr. (Eds.)
Advances in External Control of Human Extremities.
Proc. of the 3rd Intern. Symp. on External Control of Human
Extremities, Dubrovnik, August 25-30, 1969
- / 38/ Gawronski, R.
On Structures of the Muscle Control System.
In /37/: 23-33 (1970)
- / 39/ Gerardin, L.
La Bionique. L' Univers des Connaissances
Hachette 79, Boulevard St. Germain , Paris 1968
- / 40/ Gerardin, L.
Natur als Vorbild. Die Entdeckung der Bionik
Kindler Verlag GmbH, München 1968
- / 41/ Graupe, D. and W. Cline
Functional Separation of EMG Signals via ARMA Identification
IEEE Transact. on Systems, Man, and Cybernetics,
Vol. SMC-&, No.2, 252-259 (1975)

- / 42/ Haase, J., Henatsch, H.D., Jung, R., Strata, P. und U. Thoden
Sensomotorik.
Gauer/Kramer/Jung, Physiologie des Menschen Bd. 14 (1976)
- / 43/ Hanneman, E., Shahani, B.T. and R.R. Young
Voluntary Control of Human Motor Units.
In /130/: 73-78 (1976)
- / 44/ Henatsch, H.-D.
Sensomotorische Kontrollen in kybernetischer Sicht.
In /42/: 204-232 (1976)
- / 45/ Henninger, H.
Die praktischen Erfahrungen mit der österreichischen
Armprothese im Rehabilitationszentrum Stollhof.
Hefte zur Unfallheilkunde 19a, 286-296 (1969/70)
- / 46/ Herberts, P.
Myoelectric Signals in Control of Prostheses.
Acta Orthopaedica Scandinavica, Suppl. No. 124, 7-81 (1969)
- / 47/ Herberts, P., Kadefors, R., Kaiser, E. and P. Petersen
Implantation of Microcircuits for Myoelectric Control
of Prostheses.
J. Bone Joint Surg. Vol. 50B, No. 4, 780-791 (1968)
- / 48/ Herberts, P., Hirsch, C., Kaiser, E., Magnusson, R. and I. Petersen
Myoelectric control of Prostheses: an Investigation on the
Power Spectrum of EMG Signals.
In /54/: Section 7-9 (1969)
- / 49/ Hirsch, C., Kaiser, E. and I. Petersen
Bioelectrical Control in a Servosystem.
Acta orthop. scand. 35, 1-15 (1964)
- / 50/ Hoke, M. und G. von Bally (Hrsg.)
Teratologische Forschung und Rehabilitation
Mehrfachbehinderter. Symposium 1976.
Vol. I, II. Westfälische Wilhelm- Universität Münster 1976
- / 51/ Houk, J.C.
On the Significance of Various Command Signals During
Voluntary control.
Brain Research 40, 49-53 (1972)

- / 52/ Huang, B.K.
Digital Simulation Analysis of Biophysical Systems.
IEEE Biomed. Eng. Vol. BME-19, 128-139 (1972)
- / 53/ Ivanenkova, E.D. et al.
Use of Feedback Devices During Training in Standing and
Walking of Patients...
Ortop. Traumatol. Protez. 34, 24-31, Nov. 1973 (engl. abstract)
- / 54/ Jacobs, J.E. (Chairman)
Proceedings of the 8th International Conference on
Medical and Biological Engineering.
Chicago, III. USA (1969)
- / 55/ Jaccic, D.
Mechanics of the Belgrade Hand.
In /1/: 117 (1970)
- / 56/ Jansen, G.W.
Die Einstellung der Gesellschaft zu Körperbehinderten.
Rheinstetten (1974)
- / 57/ Jansen, G.W.
Die soziale Integration behinderter Jugendlicher
mit besonderer Berücksichtigung der Berufsfindung.
In /50/ (1976)
- / 58/ Jones, M.M.
On-line Simulation
Proceedings of the 22nd National ACM Conference.
Thompson Book Comp. Washington D.C., 591-599 (1967)
- / 59/ Johnson, J.B. and T.H. Huffman
A Tactile Prosthetic Device for the Denervated Hand.
Biomed. Sciences Instrument 10, 9-10 (April 1974)
- / 60/ Jukka, H. et al.
Signal Characteristics of EMG with Special
Reference to Reproducibility of Measurements.
Acta physiol scand. 93, 531-539 (1975)
- / 61/ Jung, R.
Einführung in die Bewegungsphysiologie
In /42/: 1-97 (1976)

- / 62/ Kadefors, R. et al.
On the Feasibility of Myo-Electric Control of
Multifunctional Orthosis.
Scand. J. Rehabil. Med. 5, 134-146 (1973)
- / 63/ Kato, I., Yamakawa, S., Ischikawa, K. and M. Sano
Multifunctional Myoelectric Hand Prostheses with Pressure
Sensory Feedback system - Waseda Hand 4 P
In /37/: 154-169 (1970)
- / 64/ Katz, P. and Z. Bonen
Digital Simulation of Complex Dynamic Systems.
Israel J. Technol. Vol. 8 No. 1-2, 163-171 (1970)
- / 65/ Keidel, W.D. und U. Henschke
Researches for Steered "Extremities- Prostheses".
Arbeitsbericht der Luftfahrtforschungsanstalt München-Ottobrunn
Leiter: Dr. med. habil. U. Henschke, 8. Juni 1945
- / 66/ Keidel, W.D.
Vibrationsreception -Der Erschütterungssinn des Menschen
Erlanger Forschungen, Reihe B: Naturwissenschaften 2 (1956)
- / 67/ Keidel, W.D.
Note on a New System for Vibratory Communication.
Perceptual and Motor Skills 8, 250 (1958)
- / 68/ Keidel, W.D.
Grenzen der Übertragbarkeit der Regelungslehre auf
biologische Probleme.
Die Naturwissenschaften 8, 264-276, (1961)
- / 69/ Keidel, W.D. (Mitherausgeber)
Kybernetik ab 1963, seit 1975: Biological Cybernetics;
Zeitschrift für Nachrichtenübertragung, Nachrichtenverarbeitung
Steuerung und Regelung in Organismen und Automaten
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York
- / 70/ Keidel, W.D.
Mensch und Maschinenmensch.
Festvortrag zur Jahresversammlung 1965 des Erlanger
Universitätsbundes.
In: SRW- Nachrichten, (Siemens-Reiniger, Erlg.)
Heft 28, (März 1966)
- / 71/ Keidel, W.D.
Kybernetisches Denken in der Medizin.
In: Die Kapsel. Zschr. der R.P. Scherrer GmbH, Eberbach/Baden
Nr. 22, 759 (Nov.1967)

- / 72/ Keidel, W.D.
Biokybernetische Aspekte bei Hör-, Sprach- und Stimmstörungen.
Sprache - Stimme- Gehör, 1. Jahrg., Heft 1, 6-17 (1977)
- / 73/ Keidel, W.D., Händler, W. and M. Spreng (Hrsg.)
Kybernetik und Bionik - Cybernetics and Bionics.
5. Kongreß der Deutschen Gesellschaft für Kybernetik in
Nürnberg; März 1973
Oldenbourg Verlag, München, ISBN 3-486-34421-8 (1974)
- / 74/ Keidel, W.D. (Hrsg.)
Physiologie des Gehörs.
Akustische Informationsverarbeitung
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, ISBN 3-13-513201-3 (1975)
- / 75/ Kelso, J.A.S. and G.E. Stelmach
Central and Peripheral Mechanismus in Motor Control.
(mit weiterführender Literatur)
In: /157/, 1-39 (1976)
- / 76/ Klein, R.M.
Attention and Movement.
In: /157/, 143-173 (1976)
- / 77/ Kobrinsky, A. et al.
Problems of Automatic Control.
In: Proceedings of the First International Congress of the
International Federation of Automatic Control, Moscow 1960.
pp. 619-623, 1119-1122;
Butterworth Pub. London, J.F. Coales (ed.), (1961)
- / 78/ Kohler, I.
Umgewöhnung im Wahrnehmungsbereich.
Pyramide 3, 92-95, 109-113 (1953)
- / 79/ Kraiss, K.-F.
Beitrag zur Optimierung des Steuerkraftverlaufs von Bedienelementen.
Institut für Anthropotechnik, Meckenheim 1970
- / 80/ Kratzenstein, C.G.
Theoria Electricitatis More Geometrico Explicata.
Halea Magdeburgicae Impensis Caroli Hermanni Hemmerde 1746
- / 81/ Laskowski, W. und W. Pohl
Biophysik Bd. 1 und 2
Thieme Verlag, Stuttgart 1974

- / 82/ Lawrence, P.D.
Computer Design and Simulation of a Myoelectric Pattern Classifier for Controlling a Multifunctional Prosthetic Hand.
Physics in Medicine and Biology, Vol. 17, 716 (1972)
- / 83/ Lawrence, P.D. and W.C. Lin
Statistical Decision Making in the Real-Time Control of an Arm Aid for the Disabled.
IEEE Trans. on Systems, Man, and Cybernetics,
Vol. SMC-2, No. 1, 35-42 (1972)
- / 84/ Lederer, P.
Beschreibung eines Programms (PDP-12) zur automatischen Berechnung von Amplituden- und Phasenbeziehung bei myoelektrisch gesteuerten Nachführungen.
Institut für Physiologie und Biokybernetik, Erlangen
Interdisziplinäres Modell DORA, Arbeitsbericht D3-5 (1974)
- / 85/ Levine, N.L. (ed.)
Advances in Biomedical Engineering and Medical Physics. Vol. 2
Interscience Publishers New York 1968
- / 86/ Lucaccini, L.F., Freedy, A., Rey P. and J. Lyman
Sensory Motor Control System for an Externally Powered Artificial Arm.
Bull. Prosthetics Res. 10-8, 92 (1967)
- / 87/ Lyons, C.V.
Multichannel Myoelectric Control.
Bull. Prosthetics Res., BPR 10-12, 106-117 (1969)
- / 88/ Mann, R.W. and S.D. Reimers
Kinesthetic Sensing for the EMG Controlled "Boston Arm".
IEEE Trans. on Man-Machine-Systems, March 1970, 110-115 (1970)
- / 89/ Mann, R.W. and S.D. Reimers
Kinesthetic Sensing for the EMG Controlled "Boston Arm".
In: /37/ 230-243 (1970)
- / 90/ Merz, F. und D. Albert
Basis der Ausbildung zum Führen von Maschinen.
Maschinenarzt, Würzburg, 81, 23, 387-388 (1975)
- / 91/ Miller, F.C., Bullen, J.R., Bender, L.F. and J.L. Cockrell
Myoelectric Control Sites for Upper Extremity Devices.
Arch. Phys. Med. & Rehabil., 51, 702-707 (1970)

- / 92/ Milner-Brown, H.S. and R.P. Stein
The Relation between the Surface Electromyogram and
Muscular Force.
J. Physiol. 246, 549-569 (1975)
- / 93/ Mirchandani, P.B.
An Auditory Display in a Dual-Axis Tracking Task.
IEEE Transact. on Systems, Man, and Cybernetics,
Vol. SMC-2, No. 3 (1972)
- / 94/ Mittelstaedt, H. (Hrsg.)
Regelungsvorgänge in der Biologie.
Oldenbourg Verlag, München 1956
- / 95/ Morrekei, A., Ekiel, J. und K. Fidelius
Über einige Probleme der Steuerung durch Myopotentiale.
In /100/: 69-99 (1970)
- / 96/ Nietert, M. und R. Maas
Neue mechano-elektrische Bausteine für die Steuerung von
Fremdkraftprothesen. Aus /106/1976
- / 97/ Nikolaus, von Cues
De ludo globi
Liber secundus; S. 286-355 in:
Philosophisch-Theologische Schriften
Herausgegeben und eingeführt von Leo Gabriel
III (1976); Herder, Wien
- / 98/ Nirenberg, L.M., Hanley, J. and E.B. Stear
A New Approach to Prostetic Control. EEG Motor Signal
Tracking with Adaptively Designed Phase-Locked Loop.
IEEE Transact. on biomed. engin.,
Vol. BME-18, No. 6, 389-398 (1971)
- / 99/ Oppelt, W.
Kleines Handbuch technischer Regelungsvorgänge
Verlag Chemie, Weinheim, 4. Auflage 1964
- /100/ Oppelt, W. und G. Vossius
Der Mensch als Regler.
VEB Verlag Technik, Berlin, Best. Nr. 5516350 (1970)
- /101/ Paillard, J. and D. Beaubaton
Triggered and Guided Components of Visual Reaching.
Their Dissociation in Split Brain Studies.
In /131/: 333-347 (1976)

- /102/ Parker, P.A.
Optimum Signal Processing for a Multifunction Myoelectric Channel.
In /129/: 5-30, (1976)
- /103/ Partridge, L.D.
A Proposal for Study of a State Description of the
Motor Control System.
In /131/: 363-369 (1976)
- /104/ Plattig, K.H.
Psychophysiologie und Psychophysik des Gehörs.
In /74/: 359-380 (1975)
- /105/ Pruschak, G.
Das Vortraining für die bioelektrische Prothese.
Fortschritte der Medizin, Würzburg, J.22, 11, 328-330 (1970)
- /106/ Quenzer, M.
Entwicklung einer myoelektrischen proportionalgesteuerten
Adaptivhandprothese.
Dissertation, Darmstadt 1976
- /107/ Radonjic, D. and C. Long
Why Myoelectric is so Difficult.
In /37/: 56-67 (1970)
- /108/ Ranke, O.F.
Physiologie des Zentralnervensystems vom Standpunkt der
Regelungslehre.
Urban u. Schwarzenberg, München- Berlin 1960
(Hrsg. W.D. Keidel)
- /109/ Rau, G.
Der Einfluß der Elektroden- und Hautimpedanz bei Messungen
mit Oberflächenelektroden (EMG).
Biomed. Tech. 18, 23-27 (1973)
- /110/ Report of the Seventh Workshop Panel on Upper-Extremity
Prosthetics of the Subcommittee on Design and Development
July 1969, Santa Monica, California
- /111/ Reiter, R.
Eine neue Elektrokunsthand.
Grenzgebiete der Medizin I: 183 (1948)

- /112/ Roesler, H.
Myoelektrische Digitalsteuerung und pneumatische Proportional-
steuerung - ein Vergleich zweier praktisch erprobter Methoden.
In: Jahrbuch der Deutschen Vereinigung für die Rehabilitation
Behinderter e.V., Heidelberg 176 (1967)
- /113/ Roesler, H.
Einfache Messungen der Dynamik der natürlichen Hand.
Mediz. Technik, 88.Jhg., 197-198 (1968)
- /114/ Roesler, H.
Messungen zur Dynamik der oberen Extremitäten.
In: Jahrbuch der Deutschen Vereinigung für die Rehabilitation
Behinderter e.V., Heidelberg, 260-262 (1969/70)
- /115/ Roesler, H., Kramer, H. und H. Walter
Grundlagen für die Beurteilung von elektronisch gesteuerten
Prothesensystemen.
Orthopädie Technik, 19.Jhg., 290-292 (1967)
- /116/ Rothsuh, K.E.
Physiologie. Der Wandel ihrer Konzepte, Probleme und
Methoden vom 16. bis 19. Jahrhundert.
Orbis Academicus Band II/15,
Verlag K. Alber, Freiburg 1968
- /117/ Sachs, L.
Angewandte Statistik
Kapitel 21-23 (ISBN 3-540-06443-5)
Springer Verlag, Berlin, 4. Auflage, 1974
- /118/ Schlesinger, G.
Die Mitarbeit des Ingenieurs bei der Durchbildung der
Ersatzglieder.
Z. Verein dtsch. Ing. Berlin Bd. 61, Nr. 36, 37, 39;
738-750, 758-766, 798-803; (1917)
- /119/ Schmidt, H.
Regelungstechnik, die technische Aufgabe und ihre wirtschaft-
liche, sozialpolitische und kulturpolitische Auswirkung.
Z - VDI 85, 81-83 (1941)
- /120/ Schmidt, R.F. und G. Thews
Einführung in die Physiologie des Menschen.
Kapitel "Kleinhirn",
Springer Verlag, Berlin, 98-104 (1976)

- /121/ Schweizer, G.
Probleme und Methoden zur Untersuchung des Regelverhaltens
des Menschen.
In /100/: 159-238 (1970)
- /122/ Scott, R.N.
Myoelectric Control
Science Journal, London 2, 53-59 (1966)
- /123/ Scott, R.N.
Myoelectric Control Systems
In /85/: 45-72 (1968)
- /124/ Scott, R.N.
Problems in the Development of Myo-Electric Control Systems.
In /73/: 369-371 (1974)
- /125/ Scott, R.N. and F.R. Tucker
Surgical Implications of Myoelectric Control.
Clin. Orthopaedics 61, 248-260 (1968)
- /126/ Scott, R.N., Dunfield, V.A., Parker, P.A. and T.A. Rohland
Progress Report No.12, Myoelectric Control Systems.
University of New Brunswick, Bio-Engineering Institute,
Research Report No. 73.1 (1973)
- /127/ Scott, R.N. et al.
Progress Report No. 13, Myoelectric Control Systems.
University of New Brunswick, Bio.-Eng.Inst.,
Research Report 74.2 (1974)
- /128/ Scott, R.N. and P.A. Parker
Myoelectric Control.
IEEE Medical Electronics Monographs 7-12, Peter Peregrinms Ltd.
Hill, Watson (Eds.) ISBN 0901223 (1974)
- /129/ Scott, R.N. et al.
Progress Report No.14, Rehabilitation Engineering and
Clinical Engineering, New Brunswick (1976)
(mit ausführlichen Literaturhinweisen)
- /130/ Shahani, M.
Visual Input and its Influence on Motor and Sensory
Systems in Man.
In /131/: 261-281 (1976)

- /131/ Shahani, M. (Ed.)
The Motor System: Neurophysiology and Muscle Mechanismus.
Elsevier Scientific Publishing Company, New York,
ISBN 0-44-41374-x (1976)
- /132/ Shannon, G.F.
Sensory Feedback.
In /129/: 43-53 (1976)
- /133/ Sharma, S.P. and C.D. Røe
Digital Analog Simulation of Electromechanical Devices
on a Graphics Terminal.
Simulation, La Jolla, California, Vol. 18, No. 3, 99-104 (1972)
- /134/ Sherrington, C.S.
Über das Zusammenwirken der Rückenmarksreflexe und das
Prinzip der gemeinsamen Strecke.
Ergebnisse der Physiologie 4, 797-850, 4. Jahrg. (1905)
- /135/ Sherrington, C.S.
The Integrative Action of the Nervous System.
New Haven: Yale University Press: London, Constable (1906)
- /136/ Sherrington, C.S.
Christening of Physiology.
Archives Néerlandaises de Physiologie 28, 369 (1947)
- /137/ Sherrington, C.S.
The Endeavour of Jean Fernel.
Reprinted: Dawson of Pall Mall Folkstone & London,
ISBN 07-129-06037 (1974)
- /138/ Simard, T.G. and H.W. Ladd
Differential Control of Muscle Segments by Quadriplegic
Patients: An Electromyographic Procedural Investigation.
Phys. Med. & Rehabilitation 52, 447-454 (1971)
- /139/ Smoll, F.L.
Effects of Delay of Information Feedback upon Acquisition
of Motor Skill.
Am. Correct. Therapy Journal 27, 70-72 (1973)
- /141/ Spreng, M.
Beziehungen zwischen biologischen und technischen Reglern.
Rp. Scherer GmbH Eberbach, Baden, Die Kapsel 22, Nov. 1967

- /142/ Spreng, M.
Regelkreise in der Physiologie und ihre Bedeutung für die menschliche Arbeit.
Naturwiss. Rundschau 22, 62-68 (1969)
- /143/ Spreng, M.
Small Computers in Evoked Response Audiometry.
Arch. klin. exp. Ohr.-Nas.-und Kehlk. Heilkunde 198, 50-70 (1971)
- /144/ Spreng, M.
Verwendbarkeit von getrennt innervierbaren, künstlich angelegten Muskelsegmenten zur Prothesensteuerung.
Institut für Physiologie und Biokybernetik, Erlangen
Interdisziplinäres Modell DORA, Arbeitsbericht D3-1 (1972)
- /145/ Spreng, M.
Elektronisch-rechenmaschinelle EMG-Auswertung und elektrische Muskelstimulation.
Sportarzt und Sportmedizin 25, 146-154 (1974)
- /146/ Spreng, M.
Grenzen der sensorischen Informationsverarbeitung des Menschen.
Preprint zur 8. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Luft- und Raumfahrt
Bonn- Bad Godesberg, DGLR-Nr. 75-025 (1975)
- /147/ Spreng, M.
Mechanisch-elektrische Wandlung: Dynamik der Sinneszellen des Gehörs, Adaption und selektives Verhalten.
In /74/: 102-152 (1975)
- /148/ Spreng, M.
Langsame Rindenpotentiale, objektive Audiometrie und Psychoakustik.
In /74/: 277-358 (1975)
- /149/ Spreng, M.
Persönliche Mitteilung (1976)
- /150/ Spreng, M., Bumm, P. und M.E. Wigand
Ein elektronisches Verfahren zur statistischen Auswertung von Elektromyogrammen mit Hilfe von Dauer- und Intervallhistogrammen.
Pflügers Arch. ges. Physiol. 298, 271-281 (1968)

- /151/ Spreng, M. und P. Lederer
Simulationsprogramme MUSCLE 1 und MUSCLE 2.
Institut für Physiologie und Biokybernetik, Erlangen
Interdisziplinäres Modell DORA, Arbeitsbericht D3-0 (1971)
- /152/ Spreng, M. und P. Lederer
Simulationsprogramme für ein einfaches myoelektrisch
gekoppeltes Mensch-Prothesensystem am Rechner PDP-12.
Institut für Physiologie und Biokybernetik, Erlangen
Interdisziplinäres Modell DORA, Arbeitsbericht D3-2 (1972)
- /153/ Spreng, M. und W.D. Keldel
Individuell an die objektiv gemessene Ohrkennlinie
angepaßte Hörhilfen.
Biomed. Techn. 17, 126-129 (1972)
- /154/ Spreng, M. und P. Lederer
Vergleich optischer und akustischer (FM bzw. AM) Anzeigen
bei myoelektrisch gekoppelten Nachführungen.
Institut für Physiologie und Biokybernetik, Erlangen
Interdisziplinäres Modell DORA, Arbeitsbericht D3-4 (1977)
- /155/ Stark, L.
The Hand.
In: Neurological Control Systems.
297-410 Plenum Press, New York (1968)
- /156/ Steeger, G.
Rechnergesteuerte akustische Frequenz- und Intensitäts-
modulation als Anzeige im bioelektrisch gekoppelten
Mensch-Maschine-System.
Institut für Physiologie und Biokybernetik, Erlangen
Interdisziplinäres Modell DORA, Arbeitsbericht D3-3 (1972)
- /157/ Stelmach, G.E. (Ed.)
Motor contr. Issues and Trends.
Academic Press, N.Y., ISBN 0-12-665950-8 (1976)
- /158/ Sueda, O.
Sensory Device for the Artificial Arm.
In /54/: Jacobs, J.E., 8th ICMBE, Chicago (1969)
- /160/ Suzuki, R. and S. Tatsuni
Myoelectric Control of Multi-function System.
In /54/: Session 5-2 (1969)

- /161/ Tamura, H., Kashima, K. and F. Matsuoka
Manual Control Using Auditory Feedback,
Syst. Contro. 16, 326-334 (1972)
- /162/ Tamura, H. and Y. Takeshi
Modes of Control and the Limits of Control Capability for
Human Subjects.
IEEE Trans. on Systems, Man, and Cybernetics 482-488, Sept. (1974)
- /163/ Todd, R. and J.M. Nightingale
Adaptive Preversion Control for a Prosthetic Hand.
In /1/: 171-183 (1970)
- /164/ Tomovic, R.
A New Model of the Belgrade Hand.
In /1/: 151-154 (1970)
- /165/ Viitasalo, J.H.T. and P.V. Kouni
Signal Characteristics of EMG with Special Reference to
Reproducibility of Measurements.
Acta Physiol. Scand. 93, 531-539 (1975)
- /166/ Vinje, E.W. and E.T. Pitkin
Human Operator Dynamics for Aural Compensatory Tracking.
IEEE Trans. on Systems, Man, and Cybernetics,
Vol. SMC-2, No. 4, 504-512 (1972)
- /167/ Vodovnik, L. (Ed.)
Some Topics on Myo-Electric Control of Orthotic/Prosthetic Systems.
Rept. EDC 4-67-17, Case Institute of Technology, Cleveland
Ohio (1967)
- /168/ Vodovnik, L., Crochetiere, W.J. and J.B. Reswick
Mrd. Biol. Eng. 5, 97 (1967)
- /169/ Vukobratovic, M.
How to Control Artifical Anthropomorphic System.
IEEE Trans. on Systems, Man and Cybernetics,
Vol. SMC-3, No. 5, 497-507 (1973)
- /170/ Wagner, R.
Über die Zusammenarbeit der Antagonisten bei der Willkürbewegung.
II. Mitteilung
Z. Biol. 83, 59, 120-144 (1925)
- /171/ Wagner, R.
Arbeitsdiagramme bei der Willkürbewegung. I. Mitteilung
Z. Biol. 86, 367-397 (1927)

- /172/ Wagner, R.
Probleme und Beispiele biologischer Regelung.
Thieme Verlag, Stuttgart 1954
- /173/ Wagner, R.
Über Regelung von Muskelkraft und Bewegungsgeschwindigkeit
bei der Willkürbewegung.
Z. Biol. 111, 449-478 (1960)
- /174/ Weizenbaum, J.
On the Impact of the Computer on Society. How Does One
Insult a Machine?
Science, 176, 609-614 (1972)
- /175/ Weltman, G., Groth, H. and J. Lyman
A Myoelectric System for Training Functional Dissociation
of Muscles.
Archives of Physical Medicine & Rehabil. 534-537 (1962)
- /176/ Wiener, N.
Cybernetics or Control and Communication in the Animal
and the Machine.
Second Edition 1961, MIT Press
- /177/ Woodworth, R.S.
The Accuracy of Voluntary Movement.
Psychol. Monographs 3, 88-106, Princetown (1899)
- /178/ Zebo, T.J. et al.
Myoelectric Control of the Rancho Electric Arm.
21st ACEMB Houston, Texas, Nov. 1968
- /179/ Zipp, P.
Übertragungsverhalten des motorischen Systems der Hand bei
elektrischer Anregung und seine Bedeutung für den Krafttremor.
Europ. J. appl. Physiol. 34, 233-248 (1975)

Danksagung

Herrn Professor Dr. Wolf-Dieter Keidel danke ich für die freundliche Überlassung eines hervorragend ausgestatteten Arbeitsplatzes an seinem Institut und für die vielfältige Förderung, die er meinem Vorhaben bis zum Abschluß in überaus entgegenkommender Weise zuteil werden ließ.

Herrn Professor Dr. Manfred Spreng, der die entscheidenden Anregungen zu dieser Arbeit gab, gilt mein aufrichtiger Dank für sein echtes Interesse, seine tatkräftige Hilfe und für den steten, aufmunternden Zuspruch in den vergangenen zwei lehrreichen Jahren, während der ich von seinem profunden Wissen und Können in so großem Maße profitieren durfte.

Stellvertretend für die vielen Versuchspersonen bedanke ich mich bei meinen langjährigen Kommilitonen, Herrn Dr. Helmut Schmidt und Herrn Dr. Peter Lederer, für ihre nützlichen Anregungen zur Durchführung der Experimente und ganz besonders für ihre schier grenzenlose Geduld bei den "eintönigen" Versuchsreihen.

Herrn Karl Burian kommt das Verdienst zu, den äußeren Gesamteindruck dieser Arbeit durch seine makellosen Zeichnungen entscheidend geprägt zu haben. Fräulein Gudrun Schwarz danke ich für ihr Engagement und überaus große Sorgfalt bei der Umsetzung des Manuskripts in die Schreibmaschine.

Diese Arbeit wurde gefördert vom Bundesministerium für Bildung und Wissenschaft (AZ IA 7-7291-NT 187).

Lebenslauf

Am 30. Juli 1950 wurde ich, Peter Christian Hans
L e d e r e r , als erstes Kind des Amtsrats Edwin Lederer
und dessen Ehefrau Margarete, geb. Galster, in Erlangen gebo-
ren.

Für vier Jahre besuchte ich von 1957 bis 1961 die Volks-
schule in Baiersdorf. Im Anschluß daran war ich von 1961 bis 1970
Schüler im mathematisch-naturwissenschaftlichen Zweig des Ohm-
Gymnasiums in Erlangen.

Nach Zulassung zum Studium der Medizin begann ich im Ok-
tober 1970 meine Studienzeit an der Friedrich-Alexander-Univer-
sität Erlangen-Nürnberg. Hier legte ich auch die Prüfungen im Rah-
men des Vorphysikums im Juli 1971 und des Physikums im April 1973
ab. Das medizinische Staatsexamen schloß ich am 11.2.1977 gleich-
falls in Erlangen mit Erfolg ab.

Seit dem 1. Juli 1977 arbeite ich als Medizinalassistent im
St. Vinzenz-Krankenhaus in Pfronten, wo ich bis zum Februar 1978
auf der chirurgischen Abteilung angestellt bin.

Erlangen, im Oktober 1977

Offsetdruck-Fotodruck

J. Hogl, 8520 Erlangen, Hauptstr. 109 (Nähe Martin-Luther-Platz) Tel. 22990